

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Máster Ciencias Odontológicas



Trabajo Fin de Máster

**Estudio mecánico de los adhesivos en dentición
temporal mediante técnica de micropush out.**

TUTORA:

Rosa Mourelle Martínez

ALUMNA:

Regina Del Río Carrillo

Trabajo de Investigación (2017/2018)

MÁSTER EN: CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

COMPROMISO DEONTOLÓGICO PARA LA ELABORACIÓN, REDACCIÓN Y POSIBLE PUBLICACIÓN DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER (TFM)

CENTRO: FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIANTE DE MÁSTER: REGINA MARÍA DEL RÍO CARRILLO

TUTOR/ES DEL TFM: ROSA MOURELLE MARTÍNEZ

TÍTULO DEL TFM: ESTUDIO MECÁNICO DE LOS ADHESIVOS EN DENTICIÓN TEMPORAL MEDIANTE TÉCNICA DE MICROPUSH OUT.

FECHA DE PRIMERA MATRÍCULA: SEPTIEMBRE 2017

FECHA DE SEGUNDA MATRÍCULA (en caso de producirse):

1. Objeto

El presente documento constituye un compromiso entre el estudiante matriculado en el Máster en _____ y su Tutor/es y en el que se fijan las funciones de supervisión del citado trabajo de fin de máster (TFM), los derechos y obligaciones del estudiante y de su/s profesor/es tutor/es del TFM y en donde se especifican el procedimiento de resolución de potenciales conflictos, así como los aspectos relativos a los derechos de propiedad intelectual o industrial que se puedan generar durante el desarrollo de su TFM.

2. Colaboración mutua

El/los tutor/es del TFM y el autor del mismo, en el ámbito de las funciones que a cada uno corresponden, se comprometen a establecer unas condiciones de colaboración que permitan la realización de este trabajo y, finalmente, su defensa de acuerdo con los procedimientos y los plazos que estén establecidos al respecto en la normativa vigente.

3. Normativa

Los firmantes del presente compromiso declaran conocer la normativa vigente reguladora para la realización y defensa de los TFM y aceptan las disposiciones contenidas en la misma.

4. Obligaciones del estudiante de Máster

- Elaborar, consensuado con el/los Tutor/es del TFM un cronograma detallado de trabajo que abarque el tiempo total de realización del mismo hasta su lectura.
- Informar regularmente al Tutor/es del TFM de la evolución de su trabajo, los problemas que se le planteen durante su desarrollo y los resultados obtenidos.
- Seguir las indicaciones que, sobre la realización y seguimiento de las actividades formativas y la labor de investigación, le hagan su tutor/es del TFM.
- Velar por el correcto uso de las instalaciones y materiales que se le faciliten por parte de la Universidad Complutense con el objeto de llevar a cabo su actividad de trabajo, estudio e investigación.

5. Obligaciones del tutor/es del TFM

- Supervisar las actividades formativas que desarrolle el estudiante; así como desempeñar todas las funciones que le sean propias, desde el momento de la aceptación de la tutorización hasta su defensa pública.
- Facilitar al estudiante la orientación y el asesoramiento que necesite.

6. Buenas prácticas

El estudiante y el tutor/es del TFM se comprometen a seguir, en todo momento, prácticas de trabajo seguras, conforme a la legislación actual, incluida la adopción de medidas necesarias en materia de salud, seguridad y prevención de riesgos laborales.

También se comprometen a evitar la copia total o parcial no autorizada de una obra ajena presentándola como propia tanto en el TFM como en las obras o los documentos literarios, científicos o artísticos que se generen como resultado del mismo. Para tal, el estudiante firmará la Declaración de No Plagio del ANEXO I, que será incluido como primera página de su TFM.

7. Procedimiento de resolución de conflictos académicos

En el caso de producirse algún conflicto derivado del incumplimiento de alguno de los extremos a los que se extiende el presente compromiso a lo largo del desarrollo de su TFM, incluyéndose la posibilidad de modificación del nombramiento del tutor/es, la coordinación del máster buscará una solución consensuada que pueda ser aceptada por las partes en conflicto. En ningún caso el estudiante podrá cambiar de Tutor directamente sin informar a su antiguo Tutor y sin solicitarlo oficialmente a la Coordinación del Máster.

En el caso de que el conflicto persista se gestionará según lo previsto en el SGIC de la memoria verificada.

8. Confidencialidad

El estudiante que desarrolla un TFM dentro de un Grupo de Investigación de la Universidad Complutense, o en una investigación propia del Tutor, que tenga ya una trayectoria demostrada, o utilizando datos de una empresa/organismo o entidad ajenos a la Universidad Complutense de Madrid, se compromete a mantener en secreto todos los datos e informaciones de carácter confidencial que el Tutor/es del TFM o de cualquier otro miembro del equipo investigador en que esté integrado le proporcionen así como a emplear la información obtenida, exclusivamente, en la realización de su TFM.

Asimismo, el estudiante no revelará ni transferirá a terceros, ni siquiera en los casos de cambio en la tutela del TFM, información del trabajo, ni materiales producto de la investigación, propia o del grupo, en que haya participado sin haber obtenido, de forma expresa y por escrito, la autorización correspondiente del anterior Tutor del TFM.

9. Propiedad intelectual e industrial

Cuando la aportación pueda ser considerada original o sustancial el estudiante que ha elaborado el TFM será reconocido como cotitular de los derechos de propiedad intelectual o industrial que le pudieran corresponder de acuerdo con la legislación vigente.

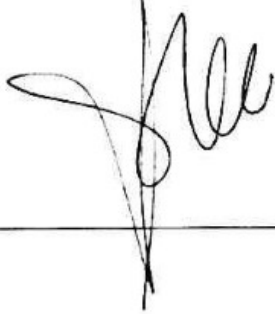

10. Periodo de Vigencia

Este compromiso entrará en vigor en el momento de su firma y finalizará por alguno de los siguientes supuestos:

- Cuando el estudiante haya defendido su TFM.
- Cuando el estudiante sea dado de baja en el Máster en el que fue admitido.
- Cuando el estudiante haya presentado renuncia escrita a continuar su TFM.
- En caso de incumplimiento de alguna de las cláusulas previstas en el presente documento o en la normativa reguladora de los Estudios de Posgrado de la Universidad Complutense.

La superación académica por parte del estudiante no supone la pérdida de los derechos y obligaciones intelectuales que marque la Ley de Propiedad Intelectual para ambas partes, por lo que mantendrá los derechos de propiedad intelectual sobre su trabajo, pero seguirá obligado por el compromiso de confidencialidad respecto a los proyectos e información inédita del tutor.

Firmado en Madrid, a 29 de MAYO de 2018

<p>El estudiante de Máster</p> <p>REGINA MARÍA DEL RÍO CARRILLO</p> <p>Fdo.: </p>	<p>El Tutor/es</p> <p>ROSA MOURELLE MARTÍNEZ</p> <p></p> <p>Fdo.: ROSA MOURELLE</p>
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

SR. COORDINADOR DEL MÁSTER EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS



ANEXO I: DECLARACIÓN DE NO PLAGIO

D/Dña. REGINA MARÍA DEL RÍO CARRILLO con NIF 03909870P, estudiante de Máster en la Facultad de ODONTOLOGÍA de la Universidad Complutense de Madrid en el curso 2017 -2018 , como autor/a del trabajo de fin de máster titulado ESTUDIO MECÁNICO DE LOS ADHESIVOS EN DENTICIÓN TEMPORAL MEDIANTE TÉCNICA DE MICROPUSH OUT.

y presentado para la obtención del título correspondiente, cuyo/s tutor/ es/son:

ROSA MOURELLE MARTÍNEZ

DECLARÓ QUE:

El trabajo de fin de máster que presento está elaborado por mí y es original. No copio, ni utilizo ideas, formulaciones, citas integrales e ilustraciones de cualquier obra, artículo, memoria, o documento (en versión impresa o electrónica), sin mencionar de forma clara y estricta su origen, tanto en el cuerpo del texto como en la bibliografía. Así mismo declaro que los datos son veraces y que no he hecho uso de información no autorizada de cualquier fuente escrita de otra persona o de cualquier otra fuente. De igual manera, soy plenamente consciente de que el hecho de no respetar estos extremos es objeto de sanciones universitarias y/o de otro orden.

En Madrid, a 29 de MAYO de 2017

Fdo.:

Esta DECLARACIÓN debe ser insertada en primera página de todos los trabajos fin de máster conducentes a la obtención del Título.



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID. Facultad de Odontología

TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

VISTO BUENO DEL TUTOR

MASTER OFICIAL EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

El profesor/a tutor

Nombre y apellidos.

ROSA MOURELLE MARTÍNEZ

del alumno/a

Nombre y apellidos

REGINA MARÍA DEL RÍO CARRILLO

encuadrado en la línea de investigación

NORMALIDAD Y PATOLOGÍA ODONTOPEDIÁTRICA. DETERMINACIÓN DE PROTOCOLOS TERAPÉUTICOS Y EVALUACIÓN DE SU APLICABILIDAD EN ODONTOPEDIATRÍA

DA EL VISTO BUENO

para que el Trabajo de Fin de Máster titulado

ESTUDIO MECÁNICO DE LOS ADHESIVOS EN DENTICIÓN TEMPORAL MEDIANTE TÉCNICA DE MICROPUSH OUT.

sea admitido para su defensa ante Tribunal.

En MADRID, a 29 de MAYO de 2018.

Fdo: el profesor/a

Rosa Mourelle

El presente Visto Bueno se debe acompañar del Trabajo de Investigación en formato electrónico y tres copias en papel

AGRADECIMIENTOS

Mi más profundo y sincero agradecimiento a mi tutora, la Dra. Rosa Mourelle, gracias a su dedicación y sabiduría ha sido posible la creación de este proyecto de investigación.

Un agradecimiento destacable merece el Dr. Vicente Vera por confiar en mí, su paciencia y conocimientos de la materia han hecho posible el desarrollo y continuidad de este trabajo.

Gracias de forma especial a mi familia y a Pablo, por la comprensión y ánimos de estos meses, y por vuestro apoyo incondicional.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	1-18
MORFOLOGÍA, HISTOLOGÍA Y ESTRUCTURA DENTARIA	1-3
BASES DE LA INTERFASE ADHESIVA Y COMPOSICIÓN QUÍMICA	4-6
MECANISMO DE ADHESIÓN	7-8
SISTEMAS ADHESIVOS	8-13
ADHESIÓN EN DENTICIÓN TEMPORAL	13-14
LONGEVIDAD Y COMPLICACIONES A LARGO PLAZO	15-16
TÉCNICAS PARA EL ESTUDIO BIOMECÁNICO DE ADHESIÓN	17-18
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN.....	19-20
OBJETIVOS	21
HIPÓTESIS DE TRABAJO	21
MATERIAL Y MÉTODO	22-34
RESULTADOS	35-39
DISCUSIÓN.....	40-42
CONCLUSIONES.....	43
BIBLIOGRAFÍA.....	44-54
ANEXOS.....	55-59

INTRODUCCIÓN

1. MORFOLOGÍA, HISTOLOGÍA Y ESTRUCTURA DENTARIA

El eje estructural de cada diente está formado por un tejido conectivo mineralizado denominado dentina, dicha estructura está cubierta por un tejido muy duro de origen ectodérmico llamado esmalte.

El *esmalte o tejido adamantino* es el tejido más duro del cuerpo humano, compuesto en relación a su peso por un 96% de materia inorgánica, constituido en su mayoría por cristales de hidroxiapatita, 1% de matriz orgánica y un 3% de agua ¹. Estos cristales son depositados de forma ordenada creando los prismas, bastones o varillas del esmalte. Los prismas son estructuras alargadas, sinuosas y con un trayecto definido, su longitud y dirección varían en las diferentes zonas del diente, es una trayectoria seguida por los ameloblastomas secretores durante la amelogénesis ^{1,2}. Por los distintos grados de mineralización, direcciones de los prismas o ausencia de esmalte en ciertas zonas, podemos encontrar diferentes estructuras histológicas secundarias en el esmalte identificadas microscópicamente, llamadas líneas, estrías, bandas, husos...

La *dentina* mineralizada contiene en volumen un 50% fase mineral, 30% colágeno y 20% agua ^{3,4}. El principal componente inorgánico es la hidroxiapatita, formado por cristales más pequeños que los presentes en el tejido adamantino. La dentina contiene más magnesio, carbonato y fluoruro que el esmalte ^{5,6}.

Los odontoblastos sintetizan la matriz orgánica de la dentina, constituida principalmente por colágeno y sustancia amorfa ⁷. El componente orgánico principal es el colágeno tipo I, el 90% del contenido proteico, también encontramos pequeñas cantidades de colágeno tipo IV, fosfoproteínas, glucoproteínas ácidas y las proteínas del plasma ⁶.

La dentina es un tejido resistente y elástico. La permeabilidad intrínseca de la dentina, es la responsable de permitir la difusión de bacterias y sustancias e irritar la pulpa y los tejidos perirradiculares ⁷.

Según la disposición que adquieren las fibras, y el momento en el que se forma, podemos determinar diferentes tipos de dentina.

- Dentina primaria, aquella que se forma desde el inicio del desarrollo dentario hasta que se finaliza la formación de la raíz.
- Dentina del manto, es la primera dentina que se forma (periféricamente). El resto de la dentina primaria se denomina:
- Dentina circumpulpar, posteriormente las fibras se disponen de forma irregular dando lugar a una malla densa alrededor de la prolongación odontoblásticas.
- Dentina secundaria, aquella dentina creada posterior a la formación de la raíz. Dicha dentina presenta menor regularidad y mineralización, se encuentra en el techo de la cámara pulpar.
- Predentina, es la matriz de la dentina no mineralizada, tejido que limita con la pulpa.
- Dentina esclerótica, tanto fisiológica como patológica ⁴⁻⁷.

Se produce una mineralización por deposición de sales de calcio, se forma un conducto alrededor de cada prolongación citoplasmática odontoblástica, creando el túbulo dentinario ¹, dicha estructura atraviesa la dentina en todo su espesor ⁶. Siguen un trayecto en forma de “S” itálica.

La característica de permeabilidad de la dentina se debe a dichos túbulos dentinarios ^{6,7}, la cual disminuye con la edad tiempo debido a la esclerosis fisiológica de la dentina ⁸. El número de túbulos es mayor cerca de la pulpa que de la unión esmalte-dentina, siendo en la pulpa un 80% del volumen y en la unión un 4%, el diámetro del túbulo es mayor cerca la cámara pulpar que a nivel periférico ^{6,9}.

Podemos distinguir entre:

- Dentina peritubular (o intratubular), es dentina formada en la luz de los túbulos dentinarios.
- Dentina intertubular, se encuentra entre la dentina peritubular, constituye la gran mayoría de la dentina del diente ⁶.
- Dentina interglobular (espacios interglobulares de Czemark), estas áreas de dentina se crean debido a una fusión inapropiada de los glóbulos de mineralización. Se encuentra especialmente en la dentina circumpulpar ^{7,10}.

La dentina es un tejido metabólicamente activo, puede ser reparada, dando lugar a la dentina terciaria ¹.

1.1 CARACTERÍSTICAS DE LA DENTICIÓN TEMPORAL

En el tejido adamantino temporal encontramos menor grado de mineralización un 80.6%. Diferencias en cuanto a los aspectos químicos, morfológicos y fisiológicos, con un comportamiento diferente ante agresiones externas¹¹. El contenido molecular orgánico presenta diferencias en la dentición temporal ¹².

De Menezes Oliveira y cols. en 2010, observaron un diámetro de la cabeza de las varillas del esmalte en dientes deciduos similares a los permanentes, difiriendo de estudios previos que caracterizan un mayor diámetro en dentición primaria y caninos permanentes ¹¹. El diente temporal presentaba una mayor densidad numérica de las varillas del esmalte fue mayor en la dentición temporal, menor cantidad de calcio y fósforo, menor mineralización y esmalte más delgado ¹¹.

La dentición temporal presenta un mayor diámetro y densidad tubular, siendo el área intertubular dentinaria menor apto para la adhesión ¹³. Borges afirmó en su estudio una dureza similar en ambas denticiones ¹², sin embargo, Ruschell y cols. posteriormente concluyeron que la dentina primaria es menos dura que la permanente ¹⁰.

Lenzi y cols. en 2013, observaron una densidad tubular mayor en temporales y no diferencias significativas respecto al diámetro tubular ⁹. En concordancia con los autores Koutsi y cols. en 1994, observaron que la permeabilidad aumenta a medida que profundizas en la dentina tanto en temporales como permanentes ⁸.

Respecto a la dirección de los túbulos dentinarios; varios autores han observado sólo un 26.7% creaba la “s” itálica y el 73.3% restante los túbulos en dentición temporal siguieron un curso recto ⁷.

Angker y sus cols observaron unos valores menores de dureza y elasticidad respectivamente en la dentina cercana a la pulpa, siendo mayores a medida que se acercaban a la unión amelodentinaria, siendo de especial importancia ya que alterarían las propiedades micromecánicas ¹⁴.

2. BASES DE LA INTERFASE ADHESIVA Y COMPOSICIÓN QUÍMICA

2.1 ADHESIÓN

La amalgama ha sido el material de elección en restauradora posterior durante décadas, basadas en preparaciones extensas, eliminaban tejido dentario sano, con desventajas como estéticas como ser una aleación del mercurio ^{15,16}.

En 1955, Buonocore y cols ¹⁷, introdujeron el concepto de grabado ácido, creando un sistema de retención micromecánico, permitiendo la unión del material al esmalte ¹⁸⁻²⁰.

Bowen y cols. presentaron una resina, el bisfenol-glicidil-metacrilato (Bis-GMA).

Desde su introducción como material restaurador, los composites han sufrido modificaciones para una mejora en las propiedades mecánicas y minimizar la contracción por polimerización ²¹.

En 1965, Bowen presenta el primer adhesivo dentinario comercial, el NPG-GMA (Nfenilglicina-glicidil Metacrilato) tiene un carácter bifuncional, un extremo se une a la resina y el otro extremo a la dentina ¹⁹.

En la actualidad, el gold estándar en la odontología conservadora son las restauraciones adhesivas ²².

2.2 COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LOS SISTEMAS DE ADHESIÓN DENTAL

La humectabilidad, superficie dentaria limpia, entrada de los monómeros de resina en esmalte y dentina, y una correcta polimerización, son requisitos fundamentales para una adhesión exitosa.

En su composición resumimos, mezcla de monómeros de resina, inhibidores o estabilizadores, solventes y partículas de relleno y fotoiniciadores ^{2,23}.

La capacidad de unión de los sistemas adhesivos se basa en una doble adhesión, adhesión a esmalte y dentina, y adhesión al composite restaurador.

Los monómeros son el principal componente de los adhesivos. Distinguimos dos tipos de monómeros de resina: los reticulantes (cross linking) y los funcionales ^{2,23}.

Los monómeros funcionales de resina promueven la infiltración de resina dentro de la superficie dentinaria desmineralizada y húmeda, sin embargo, los monómeros de resina reticulante (cross-linking) dan lugar a la resistencia mecánica, la estabilidad y la compatibilidad entre el sistema adhesivo y la resina de restauración.

Entre los monómeros reticulantes hidrofóbicos encontramos: Bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), trimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA)...

El monómero funcional normalmente presenta un carácter hidrofilico, el más destacado es el metacrilato de hidroxietilo (HEMA, comúnmente presente en los sistemas adhesivos ².

La adhesión dental se basa en tres pasos clínicos ^{20,23} :

1. grabado o acondicionamiento
2. imprimación con adhesivo hidrófilo (primer)
3. adhesivo hidrófobo (bonding)

también encontramos el espaciador del monómero, separa los grupos reticulantes y funcionales. Su polaridad determina la solubilidad del monómero y el tamaño está relacionado con la viscosidad ²³.

Añadir solventes a la resina es imprescindible para la composición de adhesivos que necesitan unirse a la dentina. El solvente puede ser agua, etanol y acetona, el último se evapora rápidamente, por lo que se aconseja el uso de adhesivo en monodosis ^{2,20}.

En los adhesivos autograbantes, se destaca; el 10-metacrilatoiloxidecilfosfato dihidrogenado (10-MDP) ². Estos monómeros permiten el grabado de los tejidos duros del diente, y la infiltración en el esmalte tratado y la dentina porosa dando lugar a una capa adhesiva duradera y resistente ²⁴. La molécula 10-MDP debido a su polaridad, genera una duradera y estable interacción química con calcio disuelto ²⁵. Algunos adhesivos de séptima generación (autograbantes), no presentan HEMA, evitando problemas alérgicos para el paciente y profesional, y el contenido de agua en la interfase que produciría hidrólisis ²⁶.

Los adhesivos autograbantes se pueden clasificar según el potencial de hidrogeniones (ph) ²⁷. Distinguimos entre: fuerte ph=1, intermedio ph~1.5, leve ph ~2 y ultraleve ph= 2.5. los adhesivos con un ph bajo, desmineralizan especialmente los tejidos duros dentarios, en vez de, una unión química. Aquellos con un ph mayor a 1.5, desmineralizan parcialmente, dando lugar una interacción química con el resto de la hidroxiapatita ^{16,28,29}.

Los adhesivos Universales o Multimodos, presentan una composición similar a los autograbantes ³⁰, destacamos también como principal el 10MDP (10-metacrililoiloxidecilfosfato dihidrogenado), ha demostrado una unión iónica a la hidroxiapatita ³¹. Aparece el dipentaeritritol éster de ácido fosfórico de pentaacrilato (PENTA) y copolímero ácido pilaalkenoico, este último se une químicamente a la hidroxiapatita ^{27,32}.

Los fabricantes indican que su solución monómera puede ser utilizada en diferentes estrategias sin afectar a la fuerza de unión de la interfase ³³.

Los adhesivos universales también pueden clasificarse según su potencial de hidrogeniones en fuerte, intermedio, leve o ultrasuave ³⁴.

El adhesivo universal aplicado como autograbante, el 10-MDP interacciona con la hidroxiapatita, mejorando así la fuerza de unión.

La unión de 10-MDP al calcio crea una sal, podría proteger de la hidrólisis. La presencia del 10-MDP y la formación de una capa híbrida que comprenda menos fibras de colágeno expuestas, dará lugar a una disminución de la degradación enzimática ²⁷. Sin embargo, si utilizamos el adhesivo universal con 10-MDP con estrategia de acondicionamiento previo, la filtración de los monómeros de resina en la dentina desmineralizada podría no ser consistente, degradando el colágeno, y ocasionaría una degradación de la interfase ³⁵, no existe consenso entre los autores respecto a estas teorías.

3 MECANISMO DE ADHESION

3.1 ADHESION A ESMALTE

Buonocore en 1955, introdujo la técnica de grabado ácido, la adhesión al tejido adamantino es un procedimiento fiable y estable, gracias a su alto contenido mineral (95%) ¹ presente y la disposición en grandes cristales de hidroxiapatita. John Gwinnett, observó en detalle la interfase, la resina adhesiva penetra en los prismas del esmalte grabados ³⁶.

El grabado ácido, produce microporosidades por la disolución parcial de los cristales de hidroxiapatita tras su aplicación, aumenta el área de superficie, la energía superficial y la humectabilidad del esmalte; propiedades físicas necesarias para la filtración de la resina creando tags de resina o interdigitaciones en el interior de las porosidades, creando la microrretención mecánica ^{2,21}.

La adhesión al esmalte no ha sufrido excesivas modificaciones desde su creación, encontramos: *la reducción en la concentración del ácido fosfórico*, ya que concentraciones superiores al 40% provocan exceso de descalcificación ⁶ y las que son inferiores al 30% provocan contaminación de la superficie ²⁰; y una *disminución en el tiempo de aplicación del ácido* ⁶.

3.2 ADHESION A DENTINA

La mayor parte del tejido remanente a restaurar es dentina. La dentina mineralizada presenta un 50% de mineral, un 30% de colágeno como estructura, y un 20% de agua del total de su peso ³. Tras la preparación de la cavidad se crea el barrillo dentinario, son restos de tejidos de un espesor de 0.5-2 μm ³⁷.

La aplicación del ácido ortofosfórico sobre la dentina elimina dicho barrillo dentinario por completo, debido a su pH bajo ³⁸, expone las fibras de colágeno ensanchando así las entradas de los túbulos dentinarios ¹⁶ y descalcifica la superficie, formando la dentina desmineralizada. Se lava insistentemente con agua, se aplica el primer y bonding, impregnando el colágeno desmineralizado hasta llegar a la dentina intacta, oblitera los túbulos consiguiendo así un buen sellado y una buena fuerza de unión

^{20,27}. La entrada en el enredado de colágeno y los tubúlos dentinarios mediante la resina forma unas estructuras denominadas “la capa híbrida” e “interdigitaciones de resina” respectivamente ¹⁶. Nakabayashi y colaboradores, en 1982 fueron los primeros en demostrar la formación de la capa híbrida en dentina grabada ³⁹.

Hoy en día, el ácido ortofosfórico se utiliza a una concentración del 32-37%, desmineraliza completamente la superficie dentinaria, creando porosidades nanométricas ³.

Para una correcta formación de la capa híbrida, los monómeros de resina deben filtrarse en el colágeno expuesto mediante la técnica “wet-bonding” o “adhesión húmeda”. Si la dentina se seca en exceso se producirá un colapso de las fibras de colágeno impidiendo la penetración del adhesivo, sin embargo, si la dentina está demasiado húmeda se formarán glóbulos de resina empeorando la interfase adhesiva. Si no se impregna de resina la totalidad la superficie grabada aparecería zonas de filtración y áreas de adhesión débiles ^{16,20}.

Difusión y capilaridad son los mecanismos más importantes para obtener retención micromecánica, el proceso se conoce como “hibridación”, en el esmalte es un entrelazado sencillo de la resina en las porosidades tras el acondicionamiento, en la dentina se forma un enredado de la resina con las fibras de colágeno ²³.

Una vez realizada la cavidad encontraremos túbulos cortados paralela o perpendicularmente a su eje principal en la superficie dentaria. En los cortes paralelos se consigue mayor fuerza de adhesión y más estable, ya que la dentina peritubular está más descalcificada y presenta mayor cantidad de fluido por presión pulpar ²⁰, por lo general encontraremos un enlace más potente en las paredes de la preparación que en la base.

4. SISTEMAS ADHESIVOS

Los sistemas adhesivos actuales permiten mejorar los procedimientos clínicos tanto en la evolución de los componentes y su mecanismo de acción, como en la disminución del tiempo operatorio de aplicación de cada uno de ellos, aportando resultados clínicos aceptables y predecibles. Debido a los resultados exitosos, podemos encontrar una gran diversidad de sistemas adhesivos ⁴⁰.

Se puede clasificar según su química y mecanismo de acción: dependiendo de la completa remoción del barrillo dentinario ² y la disolución parcial superficial e incorporación del barrillo dentinario ⁴¹.

Respecto a su modo de actuación los adhesivos se pueden clasificar en dos categorías ¹⁸: grabado y lavado: etch and rinse: también conocido como grabado total requiere un grabado ácido previo independiente seguido de un abundante lavado. Y adhesivo de autograbado: “self-etch” (también llamado “etch and dry”): no requieren un grabado ácido previo, presenta un imprimador acídico para promover la disolución parcial del barrillo dentinario y la infiltración del imprimador ^{18,28}.

Podemos también clasificar los adhesivos según los pasos a seguir ^{22,40}:

- Adhesivos de **tres** pasos clínicos (total etch systems) caracterizado por el uso separado del ácido inorgánico, normalmente ácido ortofosfórico, como pretratamiento del sustrato dental ^{22,40}.
- Adhesivos de **dos** pasos clínicos. Se describen dos procedimientos:
 - etch & rinse: grabado previo y posterior colocación de imprimador y adhesivo en un solo envase ²². Al utilizar el imprimador junto al adhesivo, no aprovechamos sus características al 100% aunque está demostrada una eficacia clínica ^{20,42}.
 - imprimador con monómeros ácidos que actúan como el grabado y la posterior colocación del adhesivo ⁴⁰, la resina se filtra en toda la superficie que va desmineralizando, es sencillo de utilizar ²⁰. Estudios muestran resultados mecánicos, clínicos y postoperatorios exitosos con dicho sistema adhesivo ⁴³.
- Adhesivo de **un** paso: autograbantes (“all-in-one”), contienen primer autograbadores; combinan las funciones de grabado ácido, imprimación y adhesión en un sólo envase, es de fácil aplicación ²², disminuye la sensibilidad postoperatoria, pero se obtienen peores resultados clínicos ²⁰.

Las técnicas multipasos son más sensibles por parte del profesional, un pequeño error puede empeorar los resultados notablemente ²².

El último desarrollo son los adhesivos UNIVERSALES o multimodos, combinan un primer acídico y el adhesivo en una única solución; pudiendo ser aplicados con o sin acondicionamiento previo, posterior a un grabado ácido selectivo o como autograbante.

Además de aplicarse en superficies dentarias (dentina y esmalte), también pueden aplicarse en composites, cerámicas, circonia y aleaciones metálicas ²². Deberían poder ser usados tanto para técnicas restaurativas directas o indirectas ¹⁶.

Los adhesivos universales podrían ser aplicados sobre una dentina desmineralizada tanto húmeda como seca, minimizando el error iatrogénico de las técnicas multipasos ^{30,44}.

Da Rosa y cols. en 2015 en su revisión sistemática y metaanálisis observaron una disminución en cuanto al esmalte con la estrategia self-etch, al igual que los adhesivos autograbantes, y no se revelaron diferencias respecto a la dentina en ambas estrategias con adhesivos de un ph leve. Recomienda un grabado ácido previo al menos del esmalte ⁴⁵. Sin embargo, Poggio y cols. en dentición bovina encontraron una disminución de la fuerza de unión a la dentina acondicionada previamente ⁴⁶.

Fujiwara y cols. encontraron un aumento de resistencia cuando aplicaban doble capa con los adhesivos universales ⁴⁷. Sin embargo, Pashaev y cols, no encontraron diferencias significativas con la aplicación de doble capa o un mayor tiempo de aplicación de adhesivo a las 24 horas. A los 6 meses, encontraron mayor resistencia a la fractura cuando aplicaban el adhesivo durante mayor con acondicionamiento ⁴⁸.

Hanabusa y cols. observaron un aumento de resistencia en el esmalte acondicionado (técnica de grabado selectivo), con una clara superficie microrretentiva ^{49,50}, a diferencia del autor Loguercio y cols. que no encontraron mejora ⁵¹.

Sin embargo, la superficie dentinaria presentaba propiedades mecánicas similares con ambas estrategias ^{49,52}, aunque tras el acondicionamiento, la capa híbrida aparecía con peor calidad en la forma de los poros y en la filtración de la resina en la malla de colágeno, mostraron una incapacidad de la resina adhesiva de llegar a la profundidad de la desmineralización dentinaria, siendo más vulnerable a la biodegradación ^{32,49}, el grado de penetración fue similar al grado de desmineralización de la dentina.

Por el contrario, Gregoire y cols., observaron con ambas estrategias una capa híbrida homogénea ⁵³.

En términos generales, la estrategia elegida es el grabado selectivo del esmalte y una dentina esclerótica más difícil de tratar ⁵³, sin existir consenso en la dentina ⁵⁴.

Los adhesivos universales son material dependientes, presentan diferentes composiciones y características ^{34,55,56}.

Varios autores observaron unas propiedades mecánicas más estables y resistentes con el adhesivo universal *Scotchbond Universal*, 3M si se comparan con otros sistemas universales y autograbantes ^{27,54}. Presenta un pH de 2.7 y en su composición contiene un copolímero ácido polialkenoico específico ^{34,55}.

Según Takamizawa y cols., dicho adhesivo se comporta similar tanto estrategia de autograbado como con acondicionamiento ⁵², al contrario que Manfroí y cols., que observaron mejor comportamiento como autograbante.

Los resultados del estudio de Vermelho y cols., mostraron menor estabilidad pasados 12 meses como autograbante ⁵⁰. En lesiones cervicales no cariosas, parece estable a los 18 meses con ambas estrategias ⁵⁷.

En el estudio de Michaud y cols., se ha observado características superiores del adhesivo universal *All-Bond Universal* con estrategia de grabado y lavado ⁵⁵.

El adhesivo *All Bond Universal*, presenta menor resistencia mecánica, se caracteriza por un pH ácido ultraleve 3.1 ⁵⁴.

Respecto al adhesivo universal, *Xeno Select*, *Densply*, no encontraron diferencias significativas al evaluar funciones biológicas, propiedades funcionales y estéticas ⁵⁸.

No hay consenso entre los autores acerca de la estabilidad a largo plazo de los adhesivos universales. En el esmalte, la fuerza de unión disminuye pasado un año de almacenaje de las muestras en esmalte grabado. En dentina existe controversia ^{35,50,54}.

Se podría resumir, el sistema universal muestra menor resistencia pasados 12 meses con ambas estrategias, debido a un deterioro de interfase adhesiva, no siendo capaces de desafiar al paso del tiempo ^{35,54}.

A pesar de la controversia que existe entre los diversos estudios sobre adhesivos universales, se podría concluir que es un buen sistema de elección ⁵⁶, la estrategia de elección es el grabado selectivo del esmalte ⁴⁵.

A continuación, se resumen los materiales utilizados en este estudio:

SISTEMAS ADHESIVOS UTILIZADOS EN EL ESTUDIO			
SISTEMA ADHESIVO	COMPOSICIÓN	AUTOGRABADO DENTINA	GRABADO Y LAVADO DENTINA
Adhese Universal (Ivoclar-Vivadent)	Adhesivo ph 2.7-3: metacrilatos (MDP y MCAP), HEMA, BIS-GMA, D3MA, etanol, agua, dióxido de silicio altamente disperso, iniciadores y estabilizadores.	Lavo/seco Frotar adhesivo 20 segundos (s) Aire Fotopolimerizo 10 segundos	N/A
Futurabond U (Voco)	Adhesivo ph 2.3: 10-MDP, 2-HEMA, Bis-GMA, adhesivo monómero ácido, dimetracrilato uretano, catalizador, nanopartículas sílice, etanol.	Lavo/seco Clik adhesivo frotar 20 s Aire 5 s Fotopolimerizar 20 s	N/A
Ácido ortofosfórico 37% + Scotchbond Universal (3M)	Adhesivo ph 2.7: 10-MDP, copolímero Vitrebond, HEMA, Bis-GMA, relleno resina dimetacrilato, silano, iniciadores, etanol, agua.	N/A	Grabado 15 s Abundante agua y secado Adhesivo frotar 20 s Aire 5s Fotopolimerizar 10s
Abreviaturas: Bis-GMA- Bisfenol-A diglicidil éter dimetacrilato. HEMA: Hidroxietil metacrilato. 10-MDP: 10-metacrilóiloxidecilfosfato dihidrogenado. N/A: no aplicado.			

COMPOSITE VOCO A2

Para su fotopolimerización correcta es necesario un aparato de polimerización convencional, al utilizar una lámpara LED/halógena con una fuerza de luz de al menos 800 mW/cm^2 , el tiempo de curado son 10 segundos para el color A2. Es aconsejable tener la fuente de la luz de la lámpara lo más cerca posible de la superficie de la obturación, si no habrá una peor profundidad de curado, un endurecimiento insuficiente puede causar decoloraciones y molestias.

LÁMPARA DE FOTOPOLIMERIZAR – Led Curing Light – CFPM France

En este estudio de adhesión se utiliza una lámpara de fotopolimerización basada en la tecnología L.E.D (Light Emitting Diodes), compuesta por un diodo electroluminiscente a alta potencia, de una fibra óptica y de una unidad principal. Respecto a las características técnicas, la fuente de luz es de alta potencia 1000 mW/cm², longitud de onda 420 nm – 480 nm, autonomía de 66 minutos (400 polimerizaciones de 10 segundos). El modo de polimerización es rápido máxima potencia todo el tiempo después de un “soft start” de 3 segundos.

5 ADHESIÓN EN DENTICIÓN TEMPORAL

Los tratamientos restauradores en dentición decidua son el principal procedimiento hasta la pérdida de la pieza dentaria ⁵⁹.

Los resultados obtenidos en dentición permanente, no pueden ser extrapolados directamente a los primarios ⁵⁹.

Varios autores han obtenido una fuerza de unión menor en dentición temporal una capa híbrida más gruesa con microcracks ^{60,61}.

Sin embargo, Ricci y cols. en 2010 no encontraron diferencias entre ambas denticiones respecto a la resistencia inmediata a la microtracción, mediante el uso de sistemas adhesivos de dos pasos con acondicionamiento previo ⁶². Bravo y cols. en 2014, no encontraron diferencias significativas entre ambos substratos ⁶³.

La adhesión a dentina no sólo depende del sistema adhesivo utilizado, sino también del tipo de dentina a tratar. La dentina cariada presenta más desmineralización y dentina intertubular más porosa ^{31,64}, dará lugar a una capa híbrida más gruesa, pudiendo afectar a la fuerza de unión por dificultad en la penetración dentinaria ^{31,64}.

No existe consenso entre autores acerca de la fuerza de unión entre dentina cariada versus no cariada, podría deberse a las diversas metodologías seguidas en los estudios ^{64,65,66}.

A pesar de la sencillez y facilidad de aplicación, Torres y cols., mostraron mejor adhesión con el sistema de condicionamiento previo que con los adhesivos autograbantes ⁶⁷, posteriormente Kensche y cols., y Kim y cols., confirmaron su teoría, aunque

reconocían la sencillez de los autograbantes en odontopediatría ^{25,68}. Kim y cols., sugirieron el uso de un adhesivo más ácido para remover el barrillo dentinario y conseguir resultados similares.

Chibinski y cols. mostraron mejores resultados en las pruebas in vitro que in vivo por lo que debemos tener precaución cuando extrapolemos resultados a la clínica real. Concluyeron mayor resistencia ante una dentina húmeda, evitando el colapso de las de las fibras colágenas ⁶⁹.

Respecto a los *adhesivos universales*, según Lenzi y cols en 2017, afirmaron que la estrategia de autograbado presentaba peores propiedades mecánicas, corroboraron una de las características de los universales, presentaban misma resistencia sobre dentina húmeda y seca ³⁰.

En dentición temporal existe consenso sobre una menor adhesión en dentina artificialmente cariada, debido al menor contenido intertubular ⁴⁴, y la formación de una capa híbrida defectuosa y no homogénea ⁷⁰. Dichos resultados podemos extrapolarlos a los adhesivos universales, en dentina cariada es indiferente la estrategia utilizada, sin embargo, en dentina sana mediante acondicionamiento previo se obtiene mayor resistencia ^{44,70,71}. Respecto al esmalte, con un grabado ácido selectivo previo a la aplicación del adhesivo universal sería la estrategia de elección ⁷².

Si evaluamos la evidencia científica, la fuerza de adhesión de los sistemas de resinas, en dentición decidua en dentina, varía desde 5.53 a 70.1 Mpa, las diferencias encontradas se deben a los diversos métodos empleados, materiales aplicados y variedad de dientes ⁶³.

Bengtson y cols. encontraron resultados similares y capa híbrida efectiva, tanto en dientes primarios recién extraídos, extraídos mediante cirugía por una retención prolongada y dientes que se desconocía el tiempo de exfoliación, facilitando la realización de estudios posteriores in vitro ⁷³.

De esta manera los profesionales deberán confiar en dicha literatura y su experiencia clínica para elegir el procedimiento de adhesión que se adecúe a la situación real de cada paciente pediátrico ⁵⁹.

6. LONGEVIDAD Y COMPLICACIONES A LARGO PLAZO

La estabilidad de las restauraciones se puede estimar mediante los ensayos de resistencia. Aunque no se pueden extrapolar con exactitud los resultados de los estudios in vitro, nos pueden aportar conclusiones sobre la elección de la estrategia de adhesión ².

La interfase dentina-resina empeora con el paso del tiempo, teniendo relación con la superficie porosa de la capa híbrida, aumentando su permeabilidad provocando el fenómeno de hidrólisis ^{42,74}, además de una reducción de la fuerza de unión ⁴².

La estabilidad de la capa híbrida se ve afectada por las fuerzas de masticación y el estrés por las variaciones de temperatura en la cavidad oral, y por los ácidos del fluido dentinario, la saliva, comida y bebida, y bacterias presentes en la cavidad oral ⁴², así como la degradación enzimática por las MMP's dentinarias (las metaloproteinasas de la matriz) ⁴⁷.

La activación de las metaloproteinasas y cisteínas catepsinas es provocada con el uso de los adhesivos con ambas estrategias. Tras el acondicionamiento son descubierta, las MMP's solubilizan las fibras de colágeno y se destruyen gradualmente as fibras infiltradas en a capa híbrida, disminuyendo así la fuerza de unión y pudiendo aparecer caries secundarias ⁷⁵.

Se ha demostrado mediante estudios in vitro como clínico una degradación de la capa híbrida con adhesivos de acondicionamiento previo a los seis meses, y de tres a cinco años, se observa una degradación del enredado de las fibras de colágeno, aumentando la absorción de agua ⁴⁵.

El uso de agentes reticulantes sobre la superficie dentinaria como el glutaraldehído, genipin, proantocianidinas, carbodiimida y la clorhexidina entre otros se han planteado para disminuir dicho problema. Estos agentes inactivan la catálisis de las proteasas, reduciendo la susceptibilidad de las fibras de colágeno a la degradación enzimática por las colagenasas ⁷⁶.

La carbodiimida podría mejorar la unión tardía a los 6 meses ⁷⁵, respecto al ácido tánico se precisan más estudios ya que podría ser contraproducente, a pesar de considerarse un inhibidor de las MMP's ⁷⁶.

El digluconato de clorhexidina al 2%, aplicado posterior al acondicionamiento ácido de la superficie, también se considera un potente inhibidor de dichas enzimas, no influye negativamente en la resistencia inmediata tanto en dentición primaria como permanente ⁶⁶. Sin embargo, con el sistema autograbante podría aumentar la microfiltración ⁷⁷.

La solución de la doxiciclina, a una concentración dependiente, es inhibidora de las MMP-1 sin perjudicar tanto las propiedades químicas como físicas del adhesivo, ni la citotoxicidad ⁷⁸. Los agentes hemostáticos no presentan diferencias en la microfiltración con sistema de autograbado y acondicionamiento previo ⁷⁷.

A mayor cantidad de monómeros hidrofílicos en un sistema adhesivo, mayor grado de hidrólisis. La ausencia de una capa adhesiva hidrofóbica en los adhesivos autograbantes de un solo paso, reduciría la estabilidad con el paso del tiempo, la interfase se comporta de manera semipermeable permitiendo el acceso del agua, favoreciendo la degradación hidrolítica ²⁷.

Como estrategias para potenciar un resultado exitoso y duradero se destacan; aislamiento con dique de goma, grabado selectivo del esmalte, técnica de grabado húmedo, desensibilizantes, inhibidores de MMP's, aumentar la evaporación del solvente, revestimiento hidrofóbico, impregnación dentinaria y una polimerización correcta ².

7. TÉCNICAS PARA EL ESTUDIO BIOMECÁNICO DE ADHESIÓN.

La mayoría de la investigación sobre la fuerza de adhesión en laboratorios, ha sido mediante técnicas como “tensión/tracción”, “cizallamiento”, “push-out” y “pull-out”. La resistencia de unión se calcula mediante la división de la fuerza máximo aplicada (la carga máxima de fractura) entre el área de adhesión ⁷⁹.

Podemos encontrar también pruebas dinámicas, podrían ser más relevantes, ya que intentan simular las cargas parecidas a la masticación, son estudios más elaborados y costosos. Entre ellos encontramos; test de fatiga al macro y micro-cizallamiento, test de fatiga al macro y micro-push out, a la micro-rotación y a la micro-tracción ⁸⁰.

También existen análisis micromecánicos de elementos finitos, de la interfase adhesivo dentina ^{37,81}.

Los “microtest” son más precisos y presentan una varianza de prueba más reducida, que los “macrotests”, tanto en resistencia a la tracción como al cizallamiento ⁸². La diferencia entre los tests macro y micro es el tamaño del área de unión, el macro-test muestra un área mayor a 3mm² ⁸⁰.

En una revisión sistemática del 2015, el test más utilizado hasta el momento es el test de mirotracción ⁵⁹.

El test mecánico ideal, es aquel fácil de llevar a cabo, una técnica con una sensibilidad baja para el profesional, y de rápida realización. Las pruebas in vitro presentan algunas ventajas como: rapidez para recopilar datos, facilidad relativa del test, posibilidad de medir un parámetro específico, poder comparar varios grupos: el material nuevo con el gold estándar y poder usar pruebas menos sofisticadas y menos costosas, que los estudios clínicos ⁸⁰.

Los resultados obtenidos en las pruebas del laboratorio y la clínica real presentan un buen coeficiente de relación, 0.81, entre la tasa de fracaso del año reportada en la revisión del autor Peumans y los datos obtenidos in vitro de la resistencia al cizallamiento, por Degrange y cols. ⁸⁰.

7.1 TÉCNICA DE PUSH OUT.

Fue Roydhouse en 1970, quien describió la prueba mecánica de extrusión, realizó dicha carga en láminas de diversos materiales y tejidos dentarios, para comparar su resistencia a la fractura ⁸³.

Es una técnica más laboriosa que el resto de test mecánicos ⁸¹.

Mediante el método de push out se obtienen resultados más bajos de la fuerza de unión a la dentina que con el resto de metodología, concluyó Kimura en 1985 ⁸⁴.

En su gran mayoría, la técnica de push out es utilizada para estudios sobre la dentina intrarradicular, tratamientos de conductos, selladores y postes de fibra, tanto en dentición permanente como primaria ^{85,86,87}.

En este test, se somete a la carga a través de un émbolo conectado a la máquina universal, el émbolo debe estar en contacto con la mayor cantidad posible de la muestra,

sin tocar el tejido circundante. Dicha prueba es muy útil como prueba de fuerza de unión en selladores y postes de los conductos radiculares ⁷⁹.

La preparación de la cavidad es estandarizada mediante, una fresa cónica de diamante, dando lugar a una preparación con un diámetro 1.8 coronal y 2.3mm apical ^{84,88} o mediante la formación de un cilindro, con un diámetro aproximado a $4\text{mm} \pm 0.1\text{mm}$ ^{81,89}.

Las restauraciones con formas cónicas, la carga se realiza en sentido apico-coronal. La metodología de la preparación mediante fresa cónica varía en los diferentes estudios, como 3.1mm y 2.2mm ⁹⁰, 4mm y 3mm ⁹¹, 2.2mm y 1.25mm ⁹². Al igual que es espesor de las rodajas, de 1, 1.25, 2mm...

Egilmez y cols, si la muestra obtenida presentaba cantidad suficiente de tejido a estudiar, obtenían dos test push out en dos restauraciones independientes por cada espécimen ⁹².

En el estudio de Aguilar-Mendoza y cols. la cavidad fue diseñada transversalmente, es decir, perpendicular al eje axial del diente, de mesial a distal con un a fresa cilíndrica de 2mm de diámetro, las rodajas posteriores se consiguieron mediante cortes paralelos al eje central del diente ⁹³.

En los diversos estudios aparecen dos modalidades cronológicas, es decir, preparación y obturación de la cavidad y su posterior corte para obtener la rodaja, o también, corte y obtención de la rodaja y posterior preparación y obturación.

Un análisis de elementos finitos recomendó que el diámetro del punzón debía ser 0.85 más pequeño que el diámetro del relleno, sin ser su tamaño tan reducido que el punzón pueda perforarlo ⁷⁹.

La técnica de micropush out es una modificación del push out original, el espesor de la rodaja es menor o igual a 1mm^2 ⁹⁴.

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Existe un rápido crecimiento de los sistemas adhesivos disponibles en el mercado, se requieren análisis de dichos materiales para poder establecer unas recomendaciones y estrategias en nuestra práctica diaria. Los estudios in vivo tienden a prolongarse demasiado ya que dependemos del paciente, sin embargo, los estudios in vitro nos permiten obtener resultados rápidos sobre el potencial de dichos sistemas. Las controversias sobre el tratamiento terapéutico estándar en la dentición temporal confirman la necesidad de la realización de estudios que nos aporten nuevos resultados.

Recientemente se han introducido en el mercado los nuevos sistemas de adhesivos “universales” o “multimodo”, combinan el imprimador ácido y el adhesivo en una única solución, pudiendo ser aplicados mediante diferentes técnicas; con o sin acondicionamiento previo, posterior a un grabado selectivo del esmalte o como autograbante, además de ofrecer la opción de aplicarse tanto sobre superficies dentarias (esmalte y dentina) como a composites, cerámicas, circonia y aleaciones metálicas. El objetivo de su creación es permitir al profesional elegir la estrategia de adhesión en las diferentes situaciones clínicas que nos enfrentamos.

En la odontología pediátrica la investigación es escasa, y la literatura sobre dentición permanente no se puede extrapolar debido a sus diferencias estructurales, no existe una clara conclusión sobre los resultados de dichos adhesivos nuevos respecto a los utilizados anteriormente.

En este estudio se propone evaluar y comparar la influencia del adhesivo utilizado en restauraciones en dentina en dentición temporal, aplicando dos adhesivos universales como autograbantes y un gold estándar con grabado ácido previo.

Hasta el momento, la literatura relacionada con el análisis mecánico de la fuerza de unión de restauraciones con composite usando diferentes tipos y técnicas de adhesivos en dentina en dentición decidua, se ha investigado mediante estudios de tracción y cizallamiento. Existe evidencia científica sobre síndromes (parásitos, Sd down, paralíticos cerebrales) en paciente infantil caracterizados por un apretamiento aumentado, recibiendo así las restauraciones una carga oclusal elevada que puede llevar al fracaso.

Mediante este estudio se propone un modelo de investigación de análisis de la resistencia mediante el método micropush out en restauraciones clase I en dentina en dentición temporal. La técnica de micropush-out nos permite simular in vitro dichas fuerzas oclusales y registrar la carga a la que se fractura la restauración, pudiendo medir la fuerza de unión de los diferentes tipos de adhesivos e identificando el sistema de elección. Este test mecánico nos permite además identificar el tipo de fractura producida.

OBJETIVOS GENERALES/ ESPECÍFICOS:

Objetivo general: analizar la influencia del adhesivo universal en la resistencia a la fractura en dentina primaria mediante técnica de micropush out.

Objetivos específicos:

- Analizar los tres adhesivos empleados:
 - Adhese® Universal- Ivoclar Vivadent.
 - Futurabond® U- Voco GmbH.
 - Scotchbond™ Universal- 3M junto con acondicionamiento previo.

HIPÓTESIS

Hipótesis Nula: no existen diferencias significativas en la fuerza de adhesión de los diferentes sistemas adhesivos utilizados en la dentina en dentición temporal.

MATERIAL Y MÉTODO:

Desarrollo del proyecto

1. Tamaño muestral y procedimiento del muestreo.

Es un estudio piloto in vitro, donde el tamaño muestral total es 60, siendo 20 muestras por grupo, dada la complejidad de la recolección de especímenes para investigar. Es un estudio inicial para poner en juego unas variables determinadas para un futuro proyecto.

2. Criterios de inclusión y exclusión

Criterios de inclusión:

Molares superiores e inferiores temporales

Pieza dentaria con suficiente dentina sana remanente para rodear la totalidad de la restauración clase I diámetro 1.6mm.

Criterios de exclusión:

Incisivos temporales

Tratamiento conservador previo extenso

Caries extensa

Fractura coronaria que no permita realizar una clase I

Tratamiento pulpar

3. Variables del estudio

- Variable independiente: los tres sistemas adhesivos utilizados
 - Adhese® Universal- Ivoclar Vivadent.
 - Futurabond® U- Voco GmbH.
 - Scotchbond™ Universal- 3M junto con ácido ortofosfórico previo.
- Variable dependiente (cuantitativa): Valores en Megapascals (MPa), de la fuerza de adhesión obtenida tras el ensayo mecánico.

4. Material

4.1 Preparación de las muestras

- Molares y caninos superiores e inferiores temporales que componen la muestra
- Fresa redonda de tungsteno de turbina – 330 - 1.6mm de diámetro – H1.314.016
- Palitos para aplicación de adhesivo: marca microbrush largo.
- Adhesivo **1 - Adhese® Universal- Ivoclar Vivadent (A)**
2- Futurabond® U- Voco GmbH. (B)
3- GOLD ESTÁNDAR: Scotchbond™ Universal- 3M (C)
- Ácido ortofosfórico al 37% - Proclinic, J. Ripoll, S.L, España.
- Composite voco A2 grandioso, Universal Nano-híbrido, Alemania.
- Goma fina de contraángulo: modelo Eve 14231 EC2km.
- Suero fisiológico vitulia 0,9% Solución para perfusión, Cloruro de Sodio. Laboratorio ERN, S.A, España.
- Material acrílico autopolimerizable a base de polvo (polimetacrilato de metilo) y líquido (metracrilato de metilo principalmente). Dentsply, Alemania.

4.2 Test de micropush-out

- Cinta adhesiva a doble cara
- Rotulador permanente fino

5. Equipo e instrumentos

5.1 Preparación de las muestras

- Aparato de rayos, radiografía digital Vista Scan
- Instrumentos plásticos: Stainless germany 178, 180
- Turbina y contraángulo Kavo dental con irrigación
- Sonda periodontal W13-004S, graduación 1-2-3-5-7-8-9-10
- Lámpara de fotopolimerizar: Led Curing Light – CFPM France.

- Máquina Cortadora EXAKT
- Máquina pulidora STRUERS DAP-7
- Calibre digital Ratio, 200mm, medición mm y precisión 0.01mm

5.2 Prueba de microPush-out

- Máquina Universal de ensayos electromecánicos Hounsfield Test Equipment. Los parámetros se han obtenido de los estudios mecánicos de push out de los autores Landa, Motta y Pasdar y sus cols.^{85,86,87} y de ensayos mecánicos realizados con anterioridad en dicha máquina Universal en la Universidad Complutense de Madrid.

Tabla 1. Características de la Máquina Universal de ensayos electromecánicos Hounsfield test Equipment ®.

Exactitud	± 1%
Capacidad máxima	1 (KN)
Rango de medición	0.4% - 100% de FS
Resolución de desplazamiento	0.001mm
Control de velocidad	0.005- 500 mm/min
Rango de medición de deformación	2% - 100% de máx. Deformación
Exactitud de la medición de la deformación	≤ ± 0.5% (un 2% - 100% de máx. deformación)
Espacio de tracción/compresión	800 mm
Peso del Marco de Ensayos neto	180 kg
Suministro Eléctrico	0.5 KW, AC 220 V ± 10%, Monofásico 50 Hz

Parámetros:

Precarga	0 N
Caída	20
Retorno automático	X
Límite de fuerza	500 N
Límite de desplazamiento	15 mm

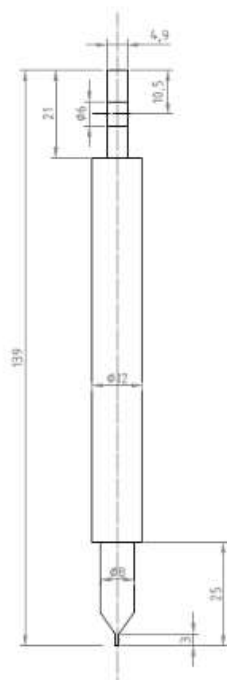
Velocidades:

Precarga	0 mm/min
Ensayo	0.5 mm/min
Retorno	200 mm/min
Posicionamiento	100 mm/min

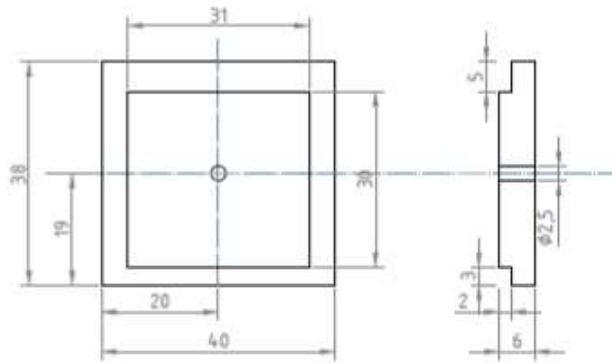
Gráfica:

Unidad de tiempo	Segundos (s)
Unidad de carga	MPa

- Software de ensayos avanzados Metrotest.
- Punzón de acero, mide 0.8mm en su punta (Figura1. ⁹⁵)



- Pletina metálica para apoyar las muestras (Figura 2. ⁹⁵)



6. Procedimiento para la realización de las muestras

6.1 Conservación de las muestras: en suero fisiológico salino. Las muestras han estado almacenadas alrededor de tres meses.

6.2 Preparación de las muestras: El número total especímenes, se distribuirá siguiendo una tabla de números aleatorios en 3 grupos experimentales de trabajo, de acuerdo al sistema adhesivo aplicado.

Figura 3. Recipiente de almacenamiento para las diversas muestras en suero salino.



Tabla de aleatorización

Muestra	Grupo
1	1
2	2
3	3
4	2
5	3
6	1
7	1
8	2
9	1
10	2
11	3
12	2
13	1
14	1
15	3
16	1
17	3
18	2
19	1
20	3
21	2
22	3
23	2
24	2
25	2
26	3
27	1
28	3
29	3
30	1
31	1
32	2
33	3
34	2
35	3
36	1
37	1
38	2
39	1

40	2
41	3
42	2
43	1
44	1
45	3
46	1
47	3
48	2
49	1
50	3

Se hace una radiografía digital y se revela con el sistema Vista Scan, de cada espécimen, situando la cara palatina hacia la radiografía, para explorar la estructura interna dentaria y así realizar la cavidad en el tejido más conservado.

Con el fin de exponer una superficie de dentina, el esmalte es eliminado mediante la pulidora STRUERS DAP 7 (Figura 4.), con una lija gruesa y con una fresa 330 de Tugsteno a rápida velocidad e irrigación abundante. Se realiza una muesca hacia la cara mesial o distal correspondiente para una vez cortado el espécimen podamos medir correctamente con el calibrador su espesor.

Figura 4. pulidora STRUERS DAP 7.



Una vez expuesta la superficie de dentina se realizan una cavidad tipo clase I (figura 5,6 y 7), dependiendo de la superficie de dentina sana remanente, mediante fresa

de tungsteno redonda de turbina (figura 8), con 1.6mm de diámetro profundizando 2 mm, confirmando su longitud con la sonda periodontal (figura 9).

Figura 5.



Figura 6.



Figura 7.



Figura 8.



Figura 9.



Según el grupo experimental al que pertenece la muestra se aplica el adhesivo correspondiente (figura 10. Adhesivo Futurabond U, Adehese y Scotchbond Universal) y con el grabado con ácido ortofosfórico (figura 12) previo si corresponde, ayudándonos de los aplicadores de adhesivo (figura 14). Se realiza la obturación con composite Grandioso A2 (figura 11.) con la ayuda los instrumentos plásticos (figura 13), en dos o más capas fotopolimerizadas con la lámpara indicada anteriormente (figura 15).

Figura 10.



Figura 11.



Figura 12.



Figura 13.



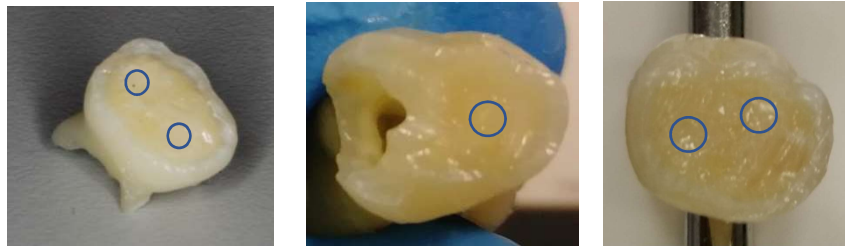
Figura 14.



Figura 15.



Figura 16. 17. 18. Cavidades en especímenes obturadas.



Posteriormente la superficie de la muestra es pulida con una goma fina de contraángulo (Figura 19.) para eliminar rebabas de la obturación sin alterar el tejido dentario remanente.

Figura 19.

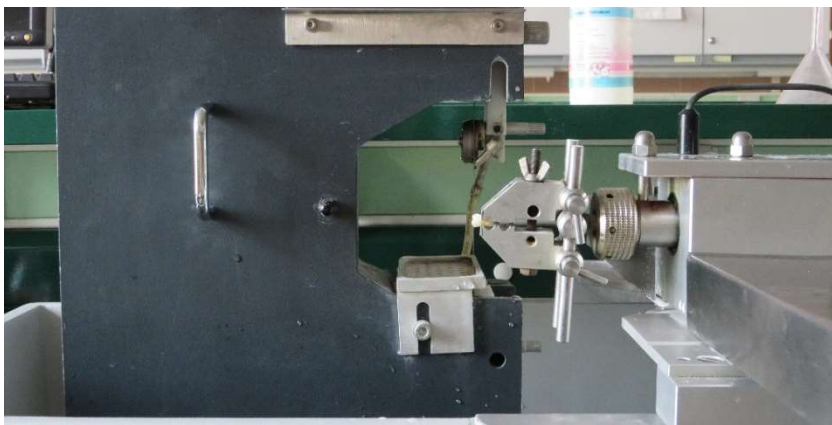


Los especímenes son conservados en suero de nuevo, siete días.

6.3 Test de micro-push out

Los dientes preparados en cada grupo experimental se seccionaron mediante cortes transversales respecto a su eje longitudinal utilizando la cortadora Exakt y abundante irrigación con agua.

Figura 19. Imagen de la cortadora EXAKT.

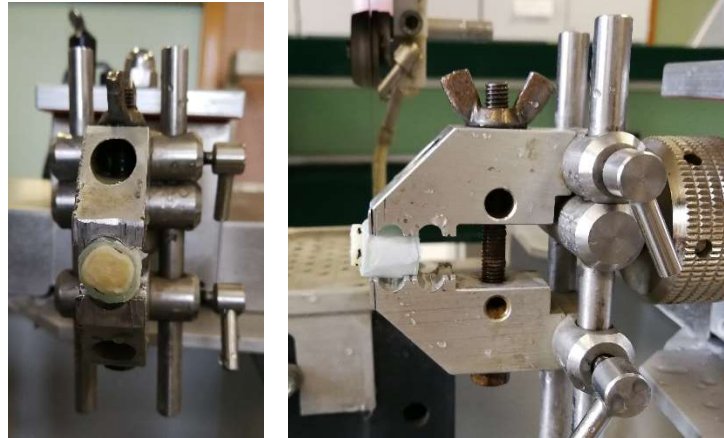


Para poder manejar los especímenes en la cortadora, fueron introducidos en un bloque de acrílico.



Figura 20. Espécimen en el bloque de acrílico.

Figura 20 y 21. Imagen de la cortadora sujetando la muestra en el bloque de acrílico.



El corte se realiza a 1.5 mm de la superficie de la restauración, sabiendo que la cortadora elimina unos 0.4 mm de la muestra; de cada espécimen se obtuvo un segmento de 1.0 mm de grosor aproximadamente.

Para evitar confusión se marcó con un rotulador permanente la línea de corte al 1.5mm para servirnos de guía en la cortadora. Se coloca la muestra en la pletina metálica y se fija mediante cinta adhesiva de doble cara, dicha pletina está posicionada sobre la base del dispositivo de la máquina universal.

La restauración debe estar perfectamente posicionada en el orificio de la pletina. Una vez estabilizada la muestra se realizó el estudio mecánico en la máquina universal de ensayos electromecánicos Hounsfield HTE (Croydon, Inglaterra) (figura 22 y 23.)

Figura 22.



Figura 23.



El ensayo se realiza mediante un punzón de acero, cilíndrico y de 0.8mm de diámetro en su punta, centrado con respecto a la sección de la restauración, evitando así contacto con la dentina.

La fuerza aplicada es en dirección corono-apical a una velocidad de 0.5mm min^{-1} hasta alcanzar la carga de fracaso, la cual identificamos o bien por la separación de la restauración y la superficie dentaria, o bien por la fractura del espécimen, representada mediante la caída de la gráfica en N. La resistencia a la fractura mediante Megapascuales (Mpa), se calcula con la siguiente fórmula ⁸⁵:

Fuerza de adhesión: Carga del fracaso (N) / Área de la interfase de unión (mm^2).

El área de interfase de unión es calculada mediante la fórmula mostrada a continuación, que corresponde a la superficie lateral de un cilindro ⁹³:

$$A = 2 \cdot \pi \cdot r \cdot (r + h)$$

Desglosado r = radio, h = altura y $\pi = 3,14$. El radio es calculado debido a la estandarización de la fresa utilizada que su diámetro es de 1,6mm (el radio $1,6/2=0,8$),

confirmado con el calibre digital (figura 24.) y la altura del cilindro calculada mediante dicho calibre.

Figura 24.



Figura 25. Imagen de la muestra sobre la pletina metálica y el punzón preparado para ejercer la carga.



7. Recogida de datos en tablas

Los resultados obtenidos en los ensayos de micropush-out se registran mediante el software de ensayos avanzados de Metrotest.

Recopilándose los datos numéricos en una tabla de Microsoft Excel 2007, y las gráficas en un Word 2007.

En el Anexo 1 se muestra el resumen de los 20 resultados de cada grupo, en el Anexo 2 un ejemplo de la recogida de datos en Excel y la gráfica.

8. Método para el control y la calidad de datos

Buscando la calidad máxima en este estudio, se llevaron a cabo diferentes procesos:

- Aprendizaje y familiarización con los instrumentos y maquinaria que se emplea en este estudio mediante ensayos de prueba, tanto con la cortadora para la obtención de las muestras como con la máquina de push out.
- A pesar de que la cortadora tiene un calibre ajustado, comprobamos cada muestra con un calibrador digital el grosor que presentaba.
- Mantenimiento de las muestras en suero salino como máximo doce meses.
- Realización del ensayo de micropush out, el día del corte del espécimen para evitar su deterioro en ambiente húmedo.

RESULTADOS

Para el análisis estadístico se ha empleado la aplicación informática: IBM-SPSS-22 (referencia: *IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics v 22.0 for Windows; Armonk. NY. USA*).

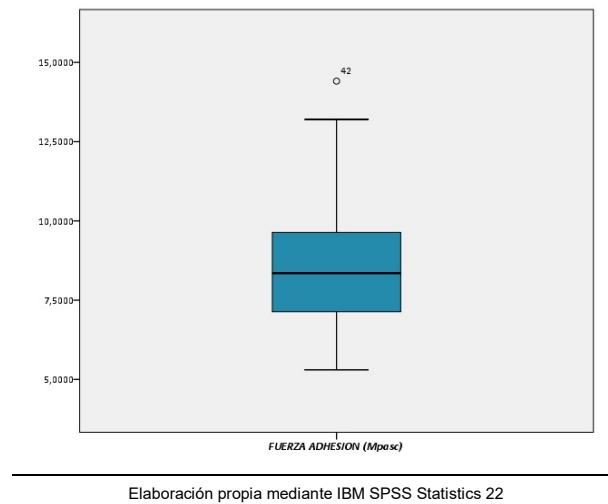
La variable de resultado, es la Fuerza de adhesión o Resistencia a la fractura calculada, como se sabe, a partir de la carga del fracaso y del área de la interfase de unión. Puesto que se trata de una variable que genera valores cuantitativos, en primer lugar, se ha procedido a realizar un estudio exploratorio y descriptivo de la esta variable.

Para la exploración de los datos se ha empleado:

- El diagrama de caja, para determinar la posible existencia de valores *outliers* (atípicos: fuera de rango) en especial los que se catalogan de *far out* (lejanos) que puedan ejercer algún poder distorsionador sobre los promedios de la variable.
- El gráfico Q-Q de ajuste a la normalidad y el histograma, para que junto a los índices de forma (Asimetría y Curtosis) nos den una idea aproximativa del ajuste de la variable al modelo de la campana normal de Gauss. Se ha completado este estudio con el Test de bondad de ajuste de Kolmogorov-Smirnov donde se considera ausencia de normalidad solo si el desajuste es grave y altamente significativo (es decir si $p < .01$).

La fig. 1 nos presenta, para la muestra completa (N=60) el diagrama de caja. Como se observa en ella, solamente aparece un valor (el del caso nº 42) ligeramente fuera de rango (*near out*). Por tanto, no es un valor preocupante en cuanto a su efecto sobre los promedios y en consecuencia no requiere intervención estadística sobre él.

Figura 1: *Diagrama de caja.* Resistencia a la fractura (N=60)



La fig. 2 nos presenta el gráfico Q-Q de normalidad y la fig. 3 el histograma.

En el primero de ellos se aprecia como la gran mayoría de los puntos se encuentran sobre la diagonal de referencia que representa la normalidad de una variable; solamente algún valor (apenas 2 ó 3) se alejan algo de esta diagonal entre los dos extremos inferior y superior del continuo. En esta misma línea, en el histograma, vemos claramente la tendencia hacia la campana normal (curva en negro) de los valores observados, a pesar de un cierto desajuste cerca de la parte más alta de la curva, aunque el coeficiente de curtosis (-0.003) indica una altura casi exacta a la normal. Se aprecia una cierta asimetría positiva (0,645) es decir con algo más de presencia de valores en el lado inferior del continuo. A pesar de esto, desde el Test de bondad de ajuste de K-S se puede concluir que el desajuste no alcanza significación estadística con $p > .05$ (valor: 0.12; $p = .351$).

Figura 2: Gráfico Q-Q de normalidad. Resistencia a la fractura (N=60)

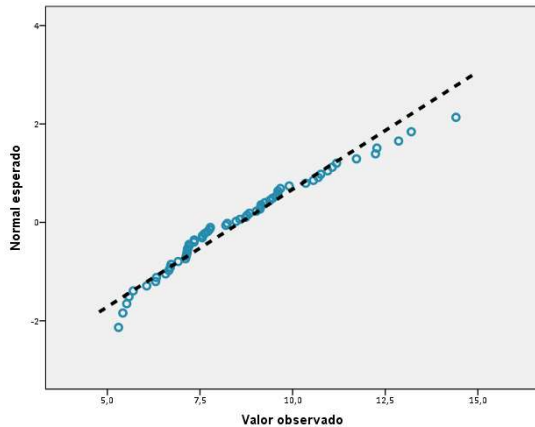
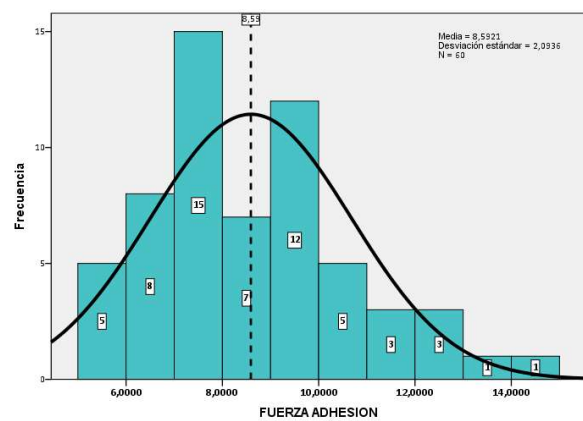


Figura 3: Histograma. Resistencia a la fractura (N=60)



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Por tanto, como resultado de esta exploración se llega a la conclusión de que la variable medida se distribuye normalmente. Condición que nos permite el uso métodos estadísticos paramétricos de contraste cuando se aborde el objetivo de este estudio.

Para la descripción de esta variable, las herramientas empleadas son las clásicas (media y desviación estándar) a la vista de la probada normalidad. Los resultados han sido:

- Rango de valores observados: 5.3017 – 14.4083, con mediana en 8.3548 Mpa.
- Media: 8.5921, con intervalo de confianza al 95% de entre 8.0513 y 9.1329 Mpa.
- Desviación estándar: 2.0936 Mpa.

A continuación, se segmenta la muestra en función de los tres tipos de adhesivos que constituyen el factor de contraste. La tabla 1 resume los valores de los estadísticos exploratorios y descriptivos. Al ser cada subgrupo de tamaño N=20 el test de bondad de ajuste a la normalidad adecuado es el de Shapiro-Wilk en vez del anterior de K-S. A pesar de que se observan ciertos desvíos en los valores del grupo con adhesivo B, en los tres subgrupos este Test S-W nos lleva a la conclusión de que se mantiene la normalidad de la variable.

Tabla 1: *Análisis exploratorio y descriptivo.* Variable Resistencia a la fractura, en función del tipo de adhesivo.

Subgrupo	Exploración: Forma			Centralidad		Variabilidad	
	Asimetría	Curtosis	Test SW: p valor	Media	Mediana	Desviación estándar	Rango (Mín. / Máx.)
A – Adhese	0.536	-0.897	.090 ^{NS}	8.1704	7.2769	2.1209	5.4185 / 12.2745
B – Futurabond	1.158	1.266	.061 ^{NS}	8.8096	8.5254	1.5300	6.9108 / 12.8614
C – Scochtbond	0.650	-0.236	.330 ^{NS}	8.7993	8.7846	2.5477	5.3017 / 14.4083

NS = Desvío no significativo ($p > .05$) la variable se distribuye normalmente

Los valores medios de los tres grupos son muy similares entre sí, aunque se aprecia con bastante claridad (fig. 4) como el adhesivo A tiene un valor medio (8.17 Mpa) inferior al de los otros dos tipos cuyos valores son casi iguales entre sí (8.81 y 8.80 Mpa).

Seguramente el escaso tamaño de muestra ($n=20$ por grupo) sea un impedimento para poder demostrar estadísticamente estas diferencias. Nuestros resultados actuales, a pesar de indicar la tendencia comentada y que se aprecia en el gráfico de medias, no aportan evidencias estadísticas suficientes y por tanto nos llevan a la conclusión de que las diferencias entre los grupos no son estadísticamente significativas con $p > .05$ (Anova: $p = .552$; efecto muy pequeño: 2.1%; tabla 2). Tampoco los test de comparaciones por pares, a posteriori (Test de Tukey) han logrado probar diferencias significativas ($p > .05$) entre los grupos considerados dos a dos.

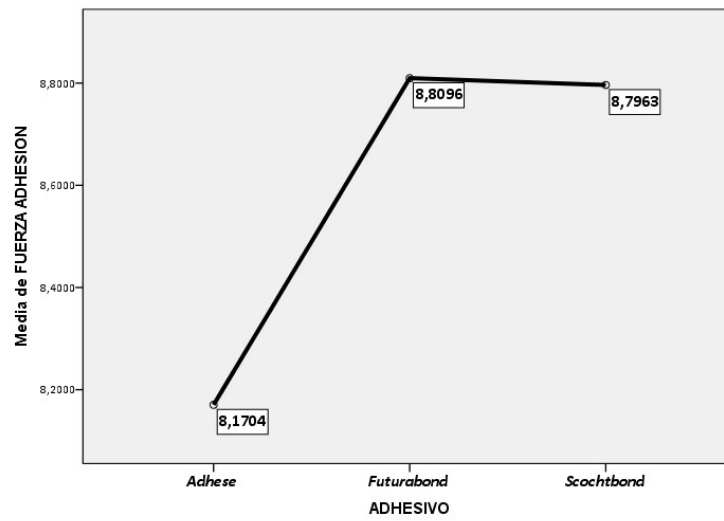
Tabla 2: *Análisis Inferencia comparativo: ANOVA de 1 factor.* Resistencia a la fractura, en función del tipo de adhesivo. (N=20 por grupo).

ANOVA: $F_{(2; 57)} = 41.45$; $p = .552$ ^{NS} ; $\eta^2 = .021$

Tipo de Adhesivo	Descriptivos		Significación de los test de pares		
	Mean (SD)	95% I.C.	A – Adh.	B – Futur.	C – Scocht.
A – Adhese	8.17 (2.12)	7.18 / 9.16	--	.606 ^{NS}	.618 ^{NS}
B – Futurabond	8.81 (1.53)	8.09 / 9.53		--	.999 ^{NS}
C – Scochtbond	8.80 (2.55)	7.60 / 9.99			--

N.S. = NO significativo al 5% ($p > .050$)

Figura 4: *Diagrama de medias.* Resistencia a la fractura en función del tipo de adhesivo (n=20 / grupo)



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

DISCUSIÓN

Dentro de los adhesivos más actuales encontramos los adhesivos “universales” o “multimodos”, creados con el objetivo de simplificar el uso, acelerar la aplicación y disminuir la sensibilidad por parte del operador; a diferencia de los adhesivos anteriores, se puede seleccionar la estrategia de aplicación indicada para cada situación clínica como grabado total, grabado selectivo o la utilización como autograbante; además de aplicarse en superficies dentarias (dentina y esmalte), también pueden aplicarse en composites, cerámicas, circonia y aleaciones metálicas ²². Deberían poder ser usados tanto para técnicas restaurativas directas o indirectas ¹⁶. Incluso podrían ser aplicados sobre una dentina desmineralizada tanto húmeda como seca, evitando así el error por parte del profesional, disminuyendo la sensibilidad al aplicarlo ^{30,44}.

En dentición temporal las restauraciones son el tratamiento más utilizado hasta que la pieza dentaria se exfolia, dicha dentición presenta unas características morfológicas e histológicas diferentes que no permiten extrapolar los resultados obtenidos en dentición permanente, debiéndose realizar estudios independientes ⁵⁹. En el paciente pediátrico la sensibilidad y la rapidez por parte del odontólogo deben ser excelentes, buscando así sistemas adhesivos que proporcionen dichas cualidades manteniendo unas propiedades mecánicas adecuadas.

Debemos tener precaución a la hora de tomar decisiones clínicas basadas en los resultados obtenidos en este estudio ya que se trata de un estudio in vitro, como bien indican varios autores tienden a parecer mejores resultados que in vivo ⁶⁹. A pesar de ello, los estudios in vivo nos permiten analizar los nuevos sistemas adhesivos que aparecen en el mercado, pudiendo seleccionar el de elección y la estrategia adecuada para cada situación clínica.

En este estudio, se ha evaluado la influencia del adhesivo utilizado en la fuerza de unión a dentina en dentición primaria, utilizando tres adhesivos universales, evaluados mediante el test mecánico in vitro de micropush-out.

Los resultados obtenidos en este estudio, nos muestran valores muy similares en los tres adhesivos universales utilizados, aunque se aprecia como el adhesivo A, tiene un valor medio de 8.17 Mpa, inferior al de los otros dos grupos, que presentan unos resultados casi iguales de 8.81 y 8.80 Mpa.

Los resultados de los adhesivos universales, son material dependiente, ya que presentan diversas composiciones químicas y características influyentes en las propiedades mecánicas ^{34,55,56}.

Un adhesivo con un ph en torno al 2.7 reduce la capacidad de disolver el barrillo dentinario y desmineralizar las superficies dentinarias subyacentes cuando es utilizado mediante la estrategia de autograbado ⁵⁹, este detalle podría explicar la menor fuerza de unión encontrada en el grupo A con dicho ph (2.7-3), respecto a los otros dos utilizados. También encontramos otro adhesivo en este estudio con el mismo ph o ligeramente menor 2.7, el adhesivo C, pero solventaría esa menor disolución del barrillo y la desmineralización de la dentina debido a que es utilizado como estrategia de acondicionamiento previo, siendo el ácido ortofosfórico el encargado de llevar a cabo dicha función ^{20,37}.

En dentición permanente los adhesivos universales, muestran mismos resultados con ambas estrategias de autograbado y acondicionamiento previo en dentina ^{49,52}, sin embargo, en dentición temporal encontramos mejores propiedades mecánicas con un grabado ácido previo a la superficie dentinaria cuando utilizamos adhesivos universales ^{30,31,44,70}, al igual que con los adhesivos de grabado total convencionales ^{25,67,68}, aunque los autores reconocen la sencillez y rapidez de los autograbantes “all in one”.

En este estudio se afirma un mejor resultado con el uso previo del ácido ortofosfórico, el grupo C valor superior al grupo A, que se emplea como autograbante.

Sin embargo, el grupo B usado como autograbante presenta iguales resultados que el grupo C como total etch, podría explicarse por dos motivos. El adhesivo B presenta un ph más ácido de 2.3 pudiendo ser más eficiente en la remoción del barrillo consiguiendo resultados similares, teoría propuesta por los autores Kim y cols. en su estudio en 2017 ⁶⁸. Además, el adhesivo B presenta diferente envase que los otros adhesivos, es monodosis, evitando así el deterioro de la composición química y evaporación de solventes que sufren los envases de varios usos, siendo su aplicación más cómoda y rápida. Además, como autograbante, producirá una desmineralización simultánea a la infiltración de resina, creando una capa híbrida más homogénea, así como una menor sensibilidad postoperatoria ⁴¹.

Si revisamos, la fuerza de adhesión obtenidas en los diferentes estudios en dentición decidua en dentina, varía desde 5.53 a 70.1 Mpa, esta discrepancia tan elevada

se debe a los diferentes tests y metodologías empleadas, y los diversos materiales y dientes utilizados ⁶³. En este estudio aparecen resultados con una media de 8.5921, está demostrado por Kimura y cols., que con el test push out se obtienen resultados más bajos de la fuerza de unión a la dentina que con el resto de metodología ⁸⁴.

No podemos comparar los resultados obtenidos con otros estudios de micropush-out en dentición temporal, ya que no hay literatura que lo avale al respecto.

A pesar de la tendencia observada en los resultados según el adhesivo utilizado y que se aprecia en el gráfico de medias, no aportan evidencias estadísticas suficientes y por tanto, concluimos que las diferencias entre los grupos no son estadísticamente significativas con $p > .05$, aceptando así la hipótesis nula, el adhesivo universal utilizado no influye en la fuerza de unión a la dentina en dentición temporal, estudiado mediante técnica de micropush-out. Se considera escaso el número de muestras por cada grupo analizadas.

Mediante el software estadístico EPIDAT, partiendo de los resultados anteriores y considerando (en función de nuestros datos):

- una desviación estándar combinada, aproximada, de: 2.10 Mp,
- una diferencia mínima que resulte significativa de: 1 Mp
- el nivel de confianza habitual del 95%,
- y una potencia del mínimo recomendable: 80%,

el tamaño mínimo de muestra, para cada uno de los tres subgrupos, es de 71 valores ($N_{\text{total}} = 213$) para así obtener resultados estadísticamente significativos.

Este estudio presenta varias limitaciones como, tratarse de un estudio in vitro no un ensayo clínico in vivo y la ausencia de termociclado de las muestras. Sin embargo, las muestras se conservaron en un ambiente húmedo en suero salino para preservar su condición lo más parecido a la clínica real, y los cortes en rodajas de los especímenes para poder ser analizados y su estudio mecánico se realizaron en el mismo día para evitar deterioros de la muestra.

Por lo que, más estudios son necesarios para determinar la influencia de dichos adhesivos en las propiedades mecánicas en la dentina en dentición temporal.

CONCLUSIONES:

Las conclusiones de este trabajo son:

1. Los adhesivos que mayor fuerza de unión han obtenido y prácticamente iguales entre ellos, son el adhesivo Futurabond® U- Voco GmbH y el Scotchbond™ Universal- 3M, por una composición más acídica por parte del primero y un acondicionamiento previo a su aplicación por parte del segundo, consiguiendo una mayor desmineralización de la dentina y una mayor disolución del barrido dentinario, mejorando las propiedades mecánicas.
2. En este estudio hemos observado el mejor comportamiento con el adhesivo Futurabond® U, de la casa comercial Voco GmbH, por presentar un ph de 2.3 siendo posible utilizarlo como autograbante sin alterar la fuerza de unión a dentina en dentición temporal, siendo un adhesivo universal rápido en su aplicación y muy cómodo debido a su monodosis como envase.
3. A pesar de estos resultados, los tres adhesivos universales empleados no presentan diferencias estadísticamente significativas. Se precisan estudios con un tamaño muestral mayor para obtener una significación y estadística adecuada, además de estudios morfológicos para ver el tipo de fractura que se produce.

BIBLIOGRAFÍA:

1. Ferraris MEG, Muñoz AC. Histología, embriología e Ingeniería tisular bucodental. Ed 3º. Madrid, España: Editorial Médica Panamericana; 2009: pp. 415-421.
2. Bedram-Russo A, Leme-Kraus AA, Vidal CMP, Teixeira EC. An overview of dental adhesive systems and the dynamic tooth-adhesive interface. *Dent Clin N Am* 2017;61(4):713-731.
3. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011;27(1):1-16.
4. Marshall G.W. Dentin: Microstructure and characterization. *Quintessence Int* 1993;24:606–617.
5. Nanci A. Ten Cate's. Oral Histology. Development, Structure, and Function. Seven Edition. Moby Elseiver. 2008:199-238.
6. García Barbero J. Patología y terapéutica dental. Ed 2º. España: Editorial Elsevier; 2015:321-339.
7. Chowdhary N, Subba VV, et al. Dentin comparison in primary and permanent molars under transmitted and polarised light microscopy: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2010; 28: 167-172.
8. Koutsi V., Noonan R.G., Horner I.A., Simpson M.D., Matthews W.G., Pashley D.H. The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatr Dent* 1994;16:29-35.
9. Lenzi TL, Guglielmi Cde AB, Arana-Chavez VE, Raggio DP. Tubule density and diameter in coronal dentin from primary and permanent human teeth. *Microsc Microcanal* 2013; 19: 1445–1449.

10. Ruschel HC, Ligoeki GD, Flaminghi DL, Fossati ACM. Microstructure of mineralized tissues in human primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2011;35(3):295-300.
11. De Menezes Oliveira M.A.H., Torres C.P., Gomes-Silva J.M., Chinelatti M.A., de menezes F.C., Palma-Dibb R.G., Borsatto M.C. Microstructure and mineral composition of dental enamel of permanent and deciduous teeth. *Microsc Res Tech* 2010;73:572–577.
12. Borges A.F.S., Bitar R.A., Kantovitz K.R., Correr A.B., Martin A.A., Puppim-Roman R.M. New perspectives about molecular arrangement of primary and permanent dentin. *Appl Surf Sci* 2007;254(5):1498-1505.
13. Marquezan M, da Silveira BL, Burnett LH Jr, Rodrigues CR, Kramer PF. Microtensile bond strength of contemporary adhesives to primary enamel and dentin. *J Clin Pediatr Dent*, 2008;32:127-132.
14. Angker L, Swain MV, Kilpatrick N. Micro-mechanical characterization of the properties of primary tooth dentine. *J Dent* 2003;31:261-267.
15. Kuper NK, Montagner AF, van de Sande FH, Bronkhorst EM, Opdam NJM, Huysmans MC. Secondary caries development in in situ gaps next to composite and amalgam. *Caries Res* 2015;49(5):557–563
16. Matos AB, Trevelin LT, Silva BTF, Francisconi-dos-Rios LF, Siriani LK, Cardoso MV. Bonding efficiency and durability: current possibilities. *Braz. Oral Res.* 2017;31(suppl):e57
17. Buoncore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849–853.
18. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. adhesion to enamel and dentine: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28:215–35.
19. Camps-Alemany I. Evolución de la adhesión a dentina. *Av Odontoestomatol.* 2004;20:11-17.

20. Padrós Serrat J.L. Adhesión dental: pautas de actuación clínica. Ed 1º. Saabadell, España: Ediciones Especializadas Europeas; 2009: 12-28.
21. Romero Otero P. Eficacia adhesiva y caracterización de la dentina temporal tras diferentes procedimientos acondicionadores y métodos de degradación. Tesis Doctoral: Facultad de Odontología, Dep Estomatología. Universidad de Granada. España; 2008.
22. Nicola S, Giovanni C, Massimo G, Lorenzo B. New adhesive and bonding techniques. Why and when?. *Int J Esthet Dent* 2017;12:524-535.
23. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomater* 2007;28(26):3757–85
24. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21(10):895–910.
25. Kensche A, Dähne F, Wagenschwanz C, Richter G, Viergutz G, Hannig C. Shear bond strength of different types of adhesive systems to dentin and enamel of deciduous teeth in vitro. *Clin Oral Invest.* 2016; 20 (4): 831-840.
26. Duddu M.K., Muppa R., Panthula P., Srinivas N.Ch.. Comparison of shear bond strength and micro-leakage of three commercially available seventh generation bonding agents in primary anterior teeth: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2015;33:116-21.
27. Manfroí FB, Marcondes ML, Somacal DC, Borges GA, Burnett LH Jr, Spohr AM. Bond strength of a novel one bottle multi-mode adhesive to human dentin after six months of storage. *Open Dent J.* 2016; 10: 268–277.
28. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011;27:17–28.

29. Luhrs AK, Gurh S, Schilke R, et al. Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. *Oper Dent* 2008;33(2):155-62.
30. Lenzi TL, Soares FZM, de Oliveira Rocha R Does Bonding Approach Influence the Bond Strength of Universal Adhesive to Dentin of Primary Teeth? *J Clin Pediatr Dent*. 2017;41(3):214-218.
31. Lenzi TL, Raggio DP, Soares FZM, Rocha R de O. Bonding Performance of a Multimode Adhesive to Artificially-induced Caries-affected Primary Dentin. *J Adhes Dent* 2015b;17:125–131.
32. Farias DCS, de Andrada MAC, Boushell LW, Walter R. Assessment of the initial and aged dentin bond strength of universal adhesives. *Inter J Adhes Adhes*. 2016;70:53-61.
33. Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez IV, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH, Perdigão J. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *J Dent* 2014;42:595–602.
34. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA et al. Comparison between universal adhesives and two-step self-etch adhesives in terms of dentin bond fatigue durability in self-etch mode. *Eur J Oral Sci* 2017;00:1-8.
35. Zhang ZY, Tian FC, Niu LN, Ochala K, Chen C, Fu BP, Wang XY, Pashley DH, Tay FR. Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives? *J Dent* 2016;45:43–52.
36. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesives. *Arch Oral Biol* 1967;12:1615–9.
37. Spencer P, Ye Q, Park J, Topp EM, Misra A, Marangos O, et al. Adhesive/dentin interface: the weak link in the composite restoration. *Ann Biomed Eng* 2010;38:1989-2003.

38. Ramic BD, Drobac MR, Stojanac IL, Premovic MT, Petrovic LM. The micromorphological characterization of adhesive bond in dentin different locations. *Microsc Res Tech* 2018;81:33-37.
39. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982;16:265–273.
40. Mandri, M.N., Aguirre A., Zamudio M.E. Sistemas adhesivos en odontología restauradora. *Odontoestomatol* 2015;17(26):50-56.
41. Rirattanapong P, Senawongse P, Harnirattisal C, Wunsiw W. Effecto of smear layers created by different burs on durability of self-etching adhesive bond to dentin of primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2015;39(3):224-230.
42. Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., De Stefano, D.E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24(1), 90-101.
43. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater* 2010;26:1176–84.
44. Lenzi TL, Soares FZM, Raggio DP, Pereira GKR, Rocha R de O. *J Adhes Dent* 2016;18:475-482.
45. Rosa WL, Piva E, da Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2015;43:765–76.
46. Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Scribante A. Influence of dentin pretreatment on bond strength of universal adhesives. *Acta Biomater Odontol Scand* 2017;3(1):30-35.

47. Fujiwara S, Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Imai A, Watanabe H et al. Effecto of double-layer application on bond quality of adhesives systems. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;77, pp. 501-509.
48. Pashaey D, Demirci M, Tekce N, Tuncer S, Baydemir C. The effect of the double-coating and times on the inmediate and 6-month dentin bonding of universal adhesives. *Biomed Mater Eng* 2017;28:169-185.
49. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new ‘multi-mode’ adhesive to enamel and dentine. *J Dent*;40(6):475-84. 2012.
50. Vermelho P, Reis A, Ambrosano G, Giannini M. Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clin Oral Investig* 2016 published online. DOI: 10.1007/s00784-016-1966-1.
51. Loguercio AD, Muñoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigao J. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent* 2015;43:1060-1070.
52. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki. Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dent Mater* 2016a;32: e9–21.
53. Gregoire G, Sharrock P, Prigent Y. Performance of a universal adhesive on etched and non-etched surfaces: Do the results match the expectations?. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016;66:199-205
54. Makishi P, André CB, Aures APA, Martins AL, Giannini M. Effect of storage time on bond strength and nanoleakage expression of universal adhesives bonded to dentin and etched enamel. *Oper Dent* 2016;41-3:305-3017.

55. Michaud P-L, Brown M. Effect of universal adhesive etching modes on bond strength to dual-polymerizing composite resins. J Prosthet Dent 2017. In press.
56. Jang JH, Lee MG, Woo SU, Lee CO, Yi JK, Kim DS. Comparative study of the dentin bond strength of a new universal adhesive. Dent Mater J 2016; 35: 606–612.
57. Perdigao J., Kose C., Mena-Serrano A.P., De Paula E.A., Tay L.Y., Reis A., Loguercio A.D. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. Oper Dent 2014;39:113-127.
58. Lopes LS, Calazans FS, Hidalgo R, Buitrago LL, Gutierrez F, Reis A, Loguercio AD, Barceleiro MO. Six-month follow-up of cervical composite restorations placed with a new universal adhesive system: a randomized clinical trial. Oper Dent. 2016, in press.
59. Lenzi TL, Gimenez T, Tedesco TK, Mendes FM, Rocha r de O, Raggio DP. Adhesive sytems for restoring primary teeth: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. Int J Paediatr Dent 2015a;26(5):364-75.
60. Gateva N, Dikov V. Bond strength of self-etch adhesives with primary and permanent teeth dentin *-in vitro* study. J IMAB. 2012;2(15):168–73.
61. Ozmen B, Koyuturk AE, Tokay U, Cortcu M, Sari ME. Evaluation of bond strength of self-etching adhesives having different pH on primary and permanent teeth dentin. J Appl Biomater Funct Mater 2015; 13: e274–e279.
62. Ricci HA, Sanabe ME, de Souza Costa CA, Pashley DH, Hebling J. Chlorhexidine increases the longevity of in vivo resin-dentin bonds. Eur J Oral Sci. 2010;118(4):411-6.
63. Bravo S.I.M, Soto P.T., Urbina G.T., Mattar M.B. Evaluación del grado de sellado marginal y resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta con adhesivo convencional en dentición primaria y definitiva. Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral 2004;7(3):149-156.

64. Alves F.B., Lenzi T.L., Reis A., Loguercio A.D., Carvalho T.S., Raggio D.P. Bonding of simplified adhesives systems to caries-affected dentin of primary teeth. *J Adhes Dent* 2013;15:439-445.
65. Nakornchai S, Harnirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. Microtensile bond strength of a total-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. *J Am Dent Assoc*, 136: 477-483, 2005.
66. Lenzi TL, Soares FZ, Rocha RD. Degradation of resin-dentin bonds of etch-and-rinse adhesive system to primary and permanent teeth. *Braz Oral Res* 2012a;26(6):511.5.
67. Torres CP, Corona SAM, Ramos RP, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Bond strength of self-etching primer and total-etch adhesive systems to primary dentin. *J Dent Child* 2004; 71: 131–134.
68. Kim Y. Kim, Kim S., Jeong T., Son S-A., Kim J. Effects of additional acid etching on the dentin bond strengths of one-step self-etch adhesives applied to primary teeth. *J Esthet Restor Dent*, Oct 04, 2016.
69. Chibinski AC, Stanislawczuk R, Roderjan DA, Loguercio AD, Wambier DS, Grande RH, et al. Clinical versus laboratory adhesive performance to wet and dry demineralized primary dentin. *Am J Dent*;24(4):221-5. 2011.
70. Nicoloso G.F., Antoniazzi B.F., Lenzi T.L., Soares F.Z.M., Rocha R.O. Is there a best protocol to optimize bond strength of a universal adhesive to artificially induced caries-affected primary or permanent dentin? *J. Adhes. Dent.* 2016;18(5):441–446.
71. Lenzi TL, Calvo AFB, Tedesco TK, Ricci HA, Hebling J, Raggio DP. Effect of method of caries induction on aged resin-dentin bond of primary teeth. *BMC Oral Health* 2015c;15:79.
72. Antoniazzi BF, Nicoloso GF, Lenzi TL, Soares FZM, Rocha R de O. Selective acid etching improves the bond strength of universal adhesive to sound and demineralized enamel of primary teeth. *J Adhes Dent* 2016;18:311-316

73. Bengtson C.R.G., Bengtson A.L., Bengtson N.G., Turbino M.L. Do the origins of primary teeth affect the bond strength of a self-etching adhesive system to dentin?. *Braz Oral Res.* 2010;24(3):355-60.
74. Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater* 2006;22(10):973–80.
75. Zhang Z, Beitzl D, Majd H, Mutluay M, Tezvergil-Mutluay A, Tay FR et al. Fatigue resistance of dentin bonds prepared with two vs three step adhesives: effect of carbodiimide. *Dent Mater* 2017;33(12):1340-1350.
76. Ebrahimi M., Shirazi A.s., Abdolhoseinpour F., Abdollahi M. Effect of tannic acid on bond strength of etch and rinse and self-etch adhesive systems in dentin of primary teeth. *J Contemp Dent Pract* 2017;18(1):34-38.
77. Farhadpour H., Sharafeddin F., Akbarian Sc., Azarian B. Combination effect of hemostatic and disinfecting agents on microleakage of restorations bonded with different bonding systems. *J Dent Biomater* 2019;3(3):292-298.
78. Palasuk J., Windsor L.J., Platt J.A., Lvov Y., Geraldeli S., Bottino M.C. Doxycycline-loaded nanotube-modified adhesives inhibit MMP in a dose-dependent fashion. *Clin Oral Invest* 2018;22(3):1243-1252.
79. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent.* 2014a;17:305–11.
80. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bondstrength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010; 26: e100–e121.
81. Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mater Res* 1996;32:533–541.

82. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater* 2010; 26: e50–e62.
83. Roydhouse RH. Punch shear test for dental purposes. *J Dent Res* 1970;49:131–136.
84. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clin Oral Invest* 1999;3:11–17.
85. Pashdar N., Seraj B., Fatemi M., Taravati S. Push-out bond strength of different intracanal posts in the anterior primary teeth according to root canal filling materials. *Dent Res J* 2017;14(5):336-343.
86. Landa F.V., Miranda J.S., Carvalho R.F., Kimpara E.T., Letie F.P.P. Bond strength of glass fiber posts submitted to different luting protocols. *Rev Odonto Cienc* 2016;31(2):77-82.
87. Motta C.A.V.B., Silva M.F., Cruz J.F.W., Ribeiro F.C., León B.L.T. The influence of 1% sodium hypochlorite in the bond strength between the radicular dentin and the fiber post using three cementing agents. *J Dent Sci* 2015;30(4):173-178.
88. Frankenberger R., Strobel W.O., Kramer N., Lohbauer U., Winterscheidt J., Winterscheidt B, et al. Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2003;67(B):712-721.
89. Damé J.L.D., Torriani D.D., Demarco F.F, Goettems M.L., Rodrigues-Junior S.A., Piva E. Effect of blood contamination and decontamination procedures on marginal adaptation and bond strength of composite restorations. *Rev Odonto Cienc* 2009;24:283-9.
90. Mason PN, Calabrese M, Craif L. Modified extrusion shear bond strength of the new 3 M adhesive. *J Dent Res* 1998;77:1239 (Abstr 256)

91. Santos P.J., Silva M.S., Alonso R.C., Alonso R.C.B., D'Alpino P.H.P. Hydrolytic degradation of silorane- and methacrylate-based composite restorations: evaluation of push-out strength and marginal adaptation. *Acta Odontol Scand* 2013;71(5): 1273-1279.
92. Egilmez F., Ergun G., Cecik-Nagas I., Vallittu P.K., Lassila L.V.J. Bond strength of self-adhesive resin cements to dentin after antibacterial and chelating solution treatment. *Acta Odontol Scand* 2013;71:22-31.
93. Aguilar-Mendoza JA, Rosales-Leal JI, Rodríguez-Valverde MA, González-López S, Cabrerizo-Vílchez MA. Wettability and bonding of self-etching dental adhesives. Influence of the smear layer. *Dent Mater* 2008;24:994-1000.
94. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent*. 2014b;17:420-26.
95. Montalvo Sánchez N. Influencia del tipo de cemento y la técnica de polimerización en el cementado adhesivo de postes de fibra: estudio mecánico y de microfiltración. Tesis doctoral: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2015.

ANEXO 1:

grupo	nº cliente	subgrupo	fecha	diámetro	radio	espesor	carga fractura	interfase adhesiva	fuerza adhesión
1adheso	1		02/03/2018	1,6	0,8	1,06	50,66	9,349379737	5,418541275
1	2		02/03/2018	1,6	0,8	1,07	101,14	9,39964522	10,75998058
1	3		09/03/2018	1,6	0,8	1,19	122,78	10,00283101	12,27452507
1	4		13/03/2018	1,6	0,8	0,86	46,08	8,344070088	5,522484772
1	5	a	13/03/2018	1,6	0,8	1,11	68,26	9,600707149	7,109892942
1	5	b	13/03/2018	1,6	0,8	1,18	65,4	9,952565527	6,571169999
1	6	a	21/03/2018	1,6	0,8	1,09	69,78	9,500176184	7,345126937
1	6	b	21/03/2018	1,6	0,8	1,06	102,34	9,349379737	10,9461807
1	7		21/03/2018	1,6	0,8	0,97	56,08	8,896990395	6,303255091
1	8	a	09/04/2018	1,6	0,8	0,99	50,24	8,99752136	5,583760015
1	8	b	09/04/2018	1,6	0,8	0,99	64,86	8,99752136	7,208651962
1	9		09/04/2018	1,6	0,8	0,95	59,1	8,79645943	6,718612241
1	10	a	09/04/2018	1,6	0,8	1	64,66	9,047786842	7,146499042
1	10	b	09/04/2018	1,6	0,8	0,91	100,76	8,5953975	11,72255268
1	11	a	09/04/2018	1,6	0,8	1,01	65,48	9,098052325	7,197144802
1	12	a	09/04/2018	1,6	0,8	0,99	86,42	8,99752136	9,604867446
1	12	b	09/04/2018	1,6	0,8	1,09	91,86	9,500176184	9,66929436
1	13	a	09/04/2018	1,6	0,8	0,95	84,12	8,79645943	9,562938438
1	13	b	09/04/2018	1,6	0,8	1	82,5	9,047786842	9,118251948
1	14		09/04/2018	1,6	0,8	0,8	61,32	8,042477193	7,624516492

grupo	nº diente	subgrupo	fecha	diámetro	radio	espesor	carga fractura	interfase adhesiva	fuerza adhesión
2futurabond	1	a	02/03/2018	1,6	0,8	1,3	90,54	10,55575132	8,577314612
	1	b	02/03/2018	1,6	0,8	1,3	95,22	10,55575132	9,02067481
	2	a	02/03/2018	1,6	0,8	1,22	113,58	10,15362746	11,18615002
	2	b	02/03/2018	1,6	0,8	1,32	100,82	10,65628228	9,461085709
	3		13/03/2018	1,6	0,8	1,13	88,74	9,701238114	9,147286043
	4	a	13/03/2018	1,6	0,8	1,29	116,3	10,50548583	11,07040663
	4	b	13/03/2018	1,6	0,8	1,29	81,74	10,50548583	7,780696799
	5	a	21/03/2018	1,6	0,8	1,02	90,64	9,148317807	9,907832446
	5	b	21/03/2018	1,6	0,8	0,98	64,03	8,947255877	7,156384134
	6	a	21/03/2018	1,6	0,8	1,13	79,9	9,701238114	8,236062146
	6	b	21/03/2018	1,6	0,8	1,13	91,02	9,701238114	9,382307591
2	7	a	21/03/2018	1,6	0,8	0,99	76,24	8,99752136	8,473444736
2	7	b	21/03/2018	1,6	0,8	1,03	71,36	9,19858329	7,757716352
2	8	a	21/03/2018	1,6	0,8	1,06	70,76	9,349379737	7,568416514
2	8	b	21/03/2018	1,6	0,8	1,01	68,78	9,098052325	7,559859797
2	9	a	09/04/2018	1,6	0,8	1,02	117,66	9,148317807	12,86138091
2	9	b	09/04/2018	1,6	0,8	1,12	84,66	9,650972632	8,77217284
2	10		09/04/2018	1,6	0,8	0,96	63,38	8,846724913	7,164233163
2	11	a	18/04/2018	1,6	0,8	1	74,18	9,047786842	8,198690055
2	11	b	18/04/2018	1,6	0,8	0,99	62,18	8,99752136	6,910792152

grupo	nº diente	subgrupo	fecha	diámetro	radio	espesor	carga fractura	interfase adhesiva	fuerza adhesión
3scotchbond	1	a	09/03/2018	1,6	0,8	1,04	113,18	9,248848772	12,23719868
	1	b	09/03/2018	1,6	0,8	1,18	143,4	9,952565527	14,40834523
	2		09/03/2018	1,6	0,8	1,29	108,76	10,50548583	10,35268637
	3		09/03/2018	1,6	0,8	1,14	51,7	9,751503597	5,301746493
	4	a	13/03/2018	1,6	0,8	1,29	97,18	10,50548583	9,250405125
	4	b	13/03/2018	1,6	0,8	1,1	100,86	9,550441667	10,56076813
	5		13/03/2018	1,6	0,8	1,27	90,88	10,40495487	8,734300259
	6	a	13/03/2018	1,6	0,8	1,2	91,88	10,05309649	9,139472607
	6	b	13/03/2018	1,6	0,8	1,18	60,34	9,952565527	6,062758375
	7	a	21/03/2018	1,6	0,8	1,24	135,38	10,25415842	13,20244865
	7	b	21/03/2018	1,6	0,8	1,11	70,46	9,600707149	7,339042729
	8	a	21/03/2018	1,6	0,8	1,01	64,84	9,098052325	7,126800076
3	8	b	21/03/2018	1,6	0,8	1	96,74	9,047786842	10,6921175
3	9		21/03/2018	1,6	0,8	0,92	54,68	8,645662983	6,324558349
3	10	a	09/04/2018	1,6	0,8	0,92	57,56	8,645662983	6,657673346
3	10	b	09/04/2018	1,6	0,8	0,95	50,12	8,79645943	5,697746963
3	11	a	09/04/2018	1,6	0,8	0,96	59,26	8,846724913	6,698524096
3	11	b	09/04/2018	1,6	0,8	1,03	88,3	9,19858329	9,599304286
3	12	a	09/04/2018	1,6	0,8	0,98	68,94	8,947255877	7,705155742
3	12	b	09/04/2018	1,6	0,8	1,06	82,6	9,349379737	8,834810685

ANEXO 2:

1,09	108,28	208,026
1,09	108,4	208,151
1,09	108,5	208,276
1,09	108,62	208,4
1,09	108,72	208,525
1,09	108,86	208,634
1,09	108,94	208,806
1,1	109,2	208,931
1,1	109,26	209,056
1,1	109,38	209,18
1,1	109,48	209,29
1,1	109,58	209,414
1,1	109,72	209,555
1,1	109,86	209,664
1,1	109,92	209,836
1,1	110,12	209,945
1,1	110,22	210,07
1,1	110,32	210,21
1,1	110,44	210,319
1,1	110,54	210,444
1,1	110,66	210,569
1,1	110,76	210,678
1,11	110,82	210,865
1,11	111,04	210,974
1,11	111,16	211,099
1,11	111,28	211,224
1,11	111,38	211,333
1,11	111,5	211,458
1,11	111,6	211,598
1,11	111,72	211,708
1,11	111,76	211,895
1,11	112	212,02
1,11	112,14	212,129
1,11	112,24	212,269
1,11	112,32	212,394
1,11	112,44	212,503
1,11	112,54	212,628
1,12	112,66	212,753
1,12	112,86	212,94
1,12	112,96	213,065
1,12	113,06	213,19
1,12	113,18	213,299
1,12	113,26	213,424
1,12	113,36	213,564
1,12	113,48	213,673
1,12	113,58	213,907
1,12	4,88	214,016

ANEXO 3:

